

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Posgrados

Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de dos sistemas rotatorios con diferente tratamiento térmico. Estudio in vitro.

Tesis

Andrea Valeria Rojas Mendoza

**Dra. María Fernanda Mora Coloma
Director de Trabajo de Titulación**

Trabajo de titulación de posgrado presentado como requisito
para la obtención del título de Especialista en Endodoncia

Quito, 10 de diciembre de 2021

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO
USFQ**

COLEGIO DE POSGRADOS

HOJA DE APROBACIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN

Comparación de la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de dos sistemas rotatorios con diferente tratamiento térmico. Estudio in vitro.

Andrea Valeria Rojas Mendoza

Dr. José Eduardo Maldonado Paredes
Especialista en Endodoncia
Endodoncia

Dra. Paulina Aliaga Sancho
Especialista en Cirugía Oral
Decana Facultad de Odontología

Hugo Burgos, PHD
Decano del colegio de Postgrados

Quito, 10 diciembre 2021

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en la Ley Orgánica de Educación Superior del Ecuador.

Nombre del estudiante: Andrea Valeria Rojas Mendoza

Código de estudiante: 00214301

C.I.: 1716728397

Lugar y fecha: Quito, 10 de diciembre de 2021.

ACLARACIÓN PARA PUBLICACIÓN

Nota: El presente trabajo, en su totalidad o cualquiera de sus partes, no debe ser considerado como una publicación, incluso a pesar de estar disponible sin restricciones a través de un repositorio institucional. Esta declaración se alinea con las prácticas y recomendaciones presentadas por el Committee on Publication Ethics COPE descritas por Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing, disponible en <http://bit.ly/COPETHeses>.

UNPUBLISHED DOCUMENT

Note: The following graduation project is available through Universidad San Francisco de Quito USFQ institutional repository. Nonetheless, this project – in whole or in part – should not be considered a publication. This statement follows the recommendations presented by the Committee on Publication Ethics COPE described by Barbour et al. (2017) Discussion document on best practice for issues around theses publishing available on <http://bit.ly/COPETHeses>.

DEDICATORIA

A mi mamá, gracias por tanto sin ti no seria nada. Te amo.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar a Dios por guiarme a lo largo de este camino, a mis padres y hermana por todo su amor, por darme las fuerzas para seguir adelante y siempre creer en mi. A mis tías y tío por estar siempre a mi lado a lo largo de este camino sobre todo en los momentos más difíciles. Sin todos ustedes nada de esto sería posible.

A mi novio Alejandro, llegaste en el momento que menos esperaba pero cuando más te necesitaba, gracias por tu cariño y sobre todo tu apoyo incondicional, esta es una de las muchas metas que alcanzaremos juntos, te amo.

A mi tutora, Dra. María Fernanda Mora, por ser una inspiración para mi y por toda su dedicación. Gracias por su paciencia y por darme el honor de trabajar a su lado a lo largo de este proyecto.

A todos los docentes del Postgrado de Endodoncia de la Universidad San Francisco de Quito por todas sus valiosas enseñanzas. Especialmente a los doctores Raúl Aponte y Ulpiano Naranjo, por su colaboración en la adquisición de instrumentos; además a los doctores José Maldonado, Andrés Dávila y Camilo Pulido, por su guía y aporte en el desarrollo, metodología y estadísticas del estudio.

RESUMEN

El objetivo del presente estudio fue determinar la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de Trunatomy (TRN), sistema de instrumentación rotatorio, lanzado recientemente por la casa comercial Dentsply; en comparación con instrumentos rotatorios de níquel-titanio Hyflex CM (HCM).

Inicialmente los instrumentos fueron inspeccionados bajo microscopio dental con una magnificación de 20 X en busca de defectos superficiales. Posterior a esto se seleccionó un total de 30 instrumentos, 15 de cada sistema, los cuales fueron sometidos a pruebas de fatiga cíclica dinámica de 3mm de amplitud hasta que se produjo la separación de los mismos. Para las pruebas se usó la velocidad y torque indicada por cada fabricante; 500 RPM y 1,5 Ncm para Trunatomy, y 500 RPM y 2,5 Ncm para Hyflex CM. Se registró el tiempo en segundos y se calculó el número de ciclos antes de la fractura (NCF). A continuación se midió la longitud de los fragmentos con un calibrador digital y se seleccionó representantes de cada grupo para su análisis en microscopio electrónico de barrido con el objetivo de observar diferencias topográficas entre los grupos y las características particulares de las superficies separadas.

Para el análisis estadístico de los datos se usó las pruebas de Shapiro Wilks y T-Student. Hubo diferencias significativas entre los grupos, $\alpha=0.0001$ ($p<0.05$). La media y desviación estándar de NCF fue de $1112,22 \pm 110,05$ y $1895,00 \pm 158,29$ para TRN y HCM respectivamente. HCM obtuvo valores significativamente mayores de NCF en comparación con TRN. Por lo tanto, HCM presentó una resistencia a la fatiga cíclica

superior. Sin embargo se requieren más estudios para evaluar otras propiedades de TRN y evaluar su desempeño clínico.

No hubo diferencias significativas entre los grupos en la longitud de los fragmentos separados, $\alpha=0.55$ ($p>0.05$). Las imágenes del microscopio electrónico de barrido revelaron características típicas de fractura por fatiga cíclica, con múltiples hoyuelos en la superficie fracturada.

Palabras clave: Trunatomy, Hyflex CM, fatiga cíclica, dinámica, tratamiento térmico, níquel titanio, canales simulados, resistencia.

ABSTRACT

The aim of this study was to determine the dynamic cyclic fatigue resistance of Dentsply novel rotatory system Trunatomy (TRN) compared to Hyflex CM (HCM) rotatory nickel-titanium instruments.

First the instruments were inspected under dental microscope looking for surface defects. After that, a total of 30 instruments were selected, 15 from each system, all the instruments were subjected to dynamic cyclic fatigue tests until their separation. For the test, the speed and torque indicated by each manufacturer was used; 500 RPM and 1.5 Ncm for Trunatomy, and 500 RPM and 2.5 Ncm for Hyflex CM. The time in seconds was recorded and the number of failure cycles (NCF) was calculated. Then, the length of the fragments was measured with a digital caliper and samples of each group were selected for analysis under scanning electron microscope in order to observe topographic differences between groups and particular characteristics of separate surfaces.

For the statistical analysis of the data, the Shapiro Wilks and T-Student tests were used. There were significant differences between the groups, $\alpha=0.0001$ ($p<0.05$). The mean and standard deviation of NCF were 1112.22 ± 110.05 and 1895.00 ± 158.29 for TRN and HCM, respectively. HCM obtained significantly higher NCF values compared to TRN. Therefore, HCM exhibited superior cyclic fatigue resistance. However, more studies are required to evaluate other properties of TRN and to evaluate its clinical performance.

There was no significant differences in the lengths of the fractured fragments among the groups, $\alpha=0.55$ ($p>0.05$). Scanning electron microscope images revealed typical cyclic fatigue fracture characteristics, with multiple dimples on the fractured surface.

Key words: Trunatomy, Hyflex CM, cyclic fatigue, dynamic, heat treatment, nickel titanium, simulated canal, resistance.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	7
ABSTRACT.....	9
INTRODUCCIÓN	15
Planteamiento del problema	16
Justificación.....	19
Pregunta de estudio	21
Hipótesis Nula	21
Objetivos.....	21
Objetivo general.....	21
Objetivos específicos.....	21
REVISIÓN DE LA LITERATURA	22
MARCO TEORICO	23
Características instrumentos endodónticos	25
Partes de la lima.....	25
Conicidad	26
Sección transversal.....	26
Ángulo de Corte	27
Angulo Helicoidal	27
Pitch.....	28
Tipo de punta.....	28
Evolución instrumentos endodónticos	29
Generaciones sistemas de instrumentación endodónticos NiTi	31
Frases cristalográficas de la aleación NiTi	38
Fase Austenita.....	38
Fase Martensítica	39
Transformación martensítica inducida por estrés.....	41
Aleación NiTi convencional	42
Aleaciones NiTi termotratadas.....	43
M-Wire	44
Fase-R	44
CM-Wire	45
Max-Wire	46
Blue-Wire y Gold-Wire.....	47
Separación de instrumentos endodónticos	49
Impacto de instrumentos separados retenidos en el resultado del tratamiento de conductos	49
Causas de separación	51
Trunatomy	53
Orifice Modifier	55
Glider.....	55
Preparación.....	56
Hyflex CM.....	56
Microscopio Electrónico de Barrido	59

METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	61
Diseño	61
Tamaño y selección de la muestra	62
Prueba de fatiga cíclica dinámica	65
Longitud y microscopio electrónico de escaneo	71
RESULTADOS	72
DISCUSIÓN.....	75
CONCLUSIONES.....	80
RECOMENDACIONES	80
REFERENCIAS.....	82
ÍNDICE DE ANEXOS	91

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Resumen de las aleaciones de NiTi utilizadas para la fabricación de instrumentos de endodoncia	48
Tabla 2 Pronóstico retiro instrumentos separados	51
Tabla 3 Resumen características de Trunatomy y Hyflex CM.....	59
Tabla 4 Media y desviación estándar de NCF y longitud fragmentos. T-Student valor p	72

ÍNDICE DE FIGURAS

Imagen 1 Partes de la lima endodóntica.....	25
Imagen 2 Tipos de sección transversal.....	27
Imagen 3 Tipos de ángulo de corte.....	27
Imagen 4 Pitch y ángulo helicoidal.....	28
Imagen 5 Tipos de punta de instrumentos endodónticos	29
Imagen 6 Instrumentos de primera generación.....	32
Imagen 7 Imágenes SEM vista transversales y laterales de lima con plano radial de corte pasivo.....	32
Imagen 8 Instrumentos Segunda Generación	33
Imagen 9 Imágenes SEM vistas transversal y lateral de lima activa con estrías cortantes	34
Imagen 10 Instrumentos Tercera Generación.....	35
Imagen 11 Instrumentos Cuarta Generación	36
Imagen 12 La lima reciprocante Wave One usa ángulos H/AH desiguales.....	36
Imagen 13 Instrumentos Quinta Generación	37
Imagen 14 Sección transversal Protaper Next con ángulo descentrado.....	37
Imagen 15 Fases cristalográficas de la aleación NiTi.....	39
Imagen 16 Fases cristalográficas de la aleación NiTi.....	40
Imagen 17 Transformación martensítica inducida por estrés.....	42
Imagen 18 Fase R.....	45
Imagen 19 Instrumentos del Sistema Trunatomy	56
Imagen 20 Recuperación de forma tras esterilización Hyflex CM.....	58
Imagen 21 Instrumentos Hyflex CM	59
Imagen 22 Esquema de resumen metodológica	61
Imagen 23 Fotografías de instrumentos obtenidas con microscopio endodóntico para descartar presencia de defectos superficiales. A. Trunatomy. B. Hyflex CM.	62
Imagen 24 Medición longitud de instrumentos con calibrador digital	63
Imagen 25 Instrumentos seleccionados grupo Trunatomy	63
Imagen 26 Instrumentos seleccionados grupo Hyflex CM	64
Imagen 27 Blister instrumentos Trunatomy	64
Imagen 28 Blister instrumentos Hyflex CM	64
Imagen 30 Canales artificiales de acero inoxidable y placa protectora de acrílico	65
Imagen 31 Canales artificiales Trunatomy.....	66
Imagen 32 Canales artificiales Hyflex CM	66
Imagen 33 Placa de acrílico Trunatomy.....	67
Imagen 4 Placa de acrílico Hyflex CM	67
Imagen 35 Dispositivo de fatiga cíclica vista frontal.....	68
Imagen 36 Dispositivo de fatiga cíclica vista posterior	68
Imagen 37 Dispositivo de fatiga cíclica sin motor.....	69
Imagen 38 Mecanismo de movimiento dinámico del dispositivo de fatiga cíclica	69
Imagen 39 Medición longitud de fragmentos con calibrador digital	71
Imagen 40 Valores de número de ciclos de falla (NCF) de los grupos estudiados. TRN (negro), HCM (gris)	72
Imagen 41 Imágenes obtenidas con microscopio electrónico de escaneo de la superficie de instrumentos separados.....	74

INTRODUCCIÓN

Los instrumentos usados para la preparación químico mecánica del sistema de conductos radiculares constituyen uno de los componentes más importante del tratamiento endodóntico ya que gran parte del éxito del mismo dependerá de que estos cumplan con determinadas características de limpieza, conformación, flexibilidad; y a su vez, de resistencia a la fatiga. Debido a esto, las casas comerciales a nivel mundial desarrollan constantemente nuevos sistemas de instrumentación que puedan satisfacer las necesidades del operador; considerando que este enfrenta a diario la complejidad del sistema de conductos radiculares. Una de las principales preocupaciones en la práctica endodóntica es la separación de instrumentos rotatorios como resultado de la fatiga cíclica y torsional; sobre todo en canales con curvaturas severas o constrictos (Riyahi et al, 2020).

Los instrumentos de níquel titanio son los más usados en la actualidad debido a que permiten una preparación más centrada, rápida y fácil en comparación con instrumentos de acero inoxidable. Lamentablemente el uso de instrumentos NiTi rotatorios involucra más rotaciones dentro del canal lo que los vuelve más susceptibles y con mayor riesgo de separación. Por esta razón, el diseño de nuevos sistemas de instrumentación hoy en día se ha enfocado en incrementar la resistencia a la fractura ya que la separación de instrumentos es un factor que afecta negativamente en el pronóstico del tratamiento endodóntico (Park et al, 2010). Hasta el momento no se ha desarrollado el sistema de instrumentación “ideal” que además de cumplir con adecuadas características de preparación presente resistencia significativamente incrementada tanto a la fatiga cíclica como torsional, en comparación con los sistemas actuales.

A partir de mayo 2019 Denstply introdujo un nuevo sistema de instrumentación rotatoria NiTi con tratamiento térmico tipo gold, Trunatomy. El fabricante afirma que dicho sistema proporciona una preparación conservadora respetando la anatomía natural de la pieza; además de mejorar el desbridamiento, brindar mayor flexibilidad y mayor resistencia a la fatiga debido al diseño único del instrumento. Los instrumentos Trunatomy son fabricados con un alambre NiTi de 0.8 mm en lugar del de 1.2 mm usando en la mayoría de sistemas disponibles. Además, cuenta con una sección transversal de paralelogramo descentrado (Elnaghy, Elsaka & Mandorah, 2020).

La finalidad de este estudio es determinar la resistencia a la fatiga cíclica dinámica del nuevo sistema de instrumentación TruNatomy comparándolo con un sistema rotatorio de diferente tratamiento térmico, Hyflex CM. Esto demostrará si el diseño único de instrumentos Trunatomy brinda propiedades de mayor o igual resistencia a la fatiga cíclica en relación con otros sistemas rotatorios.

Planteamiento del problema

A lo largo de los años la separación de instrumentos dentro del sistema de conductos se ha convertido en una de las mayores preocupaciones a nivel endodóntico, constituyendo un percance desafortunado que dificulta el tratamiento además de afectar sus resultados y pronóstico. La causa de separación es compleja ya que involucra interacción entre fuerzas torsionales y/o cíclicas; junto con factores predisponentes como: anatomía del sistema de conductos, número de usos del instrumento, torque, velocidad, ausencia de glide path, etc (Peters, Arias & Choi, 2020).

La fatiga cíclica y torsional son los eventos principales que resultan en separación de instrumentos. Estos dos eventos se pueden simular por separado in vitro, pero clínicamente ocurren de manera simultánea (Peters, Arias & Choi, 2020). La fatiga torsional se da cuando la punta del instrumento queda atrapada/atascada en el canal mientras que el instrumento sigue girando. Por otro lado, la fatiga cíclica se desarrolla cuando el instrumento rota dentro de un canal curvo superando el número excesivo de ciclos de deformación por compresión-tensión en la región de máxima curvatura, sitio donde se producirá la separación (Ferreira et al, 2016).

Con la llegada de las aleaciones Ni-Ti se esperaba que la incidencia de separación disminuya; pero, por el contrario, aumento. Para instrumentos de acero inoxidable se ha reportado una incidencia de separación entre 0.25%-6% mientras que en instrumentos NiTi la tasa de separación es mayor oscilando entre 1.3%-10% incluso siendo usados por profesionales experimentados (Madarati, Hunter & Dummer, 2013). Debido a que la resistencia a la fractura es una característica crucial en instrumentos NiTi los fabricantes realizan constantes esfuerzos por mejorar su desempeño y resistencia ya sea mediante procesos de tratamiento térmico, modificaciones en el diseño mecánico o selección meticulosa de la materia prima (Gambarini 2008, Hieawy 2015, Kim 2009). Se ha reportado que los tratamientos térmicos tienen un importante efecto en mejorar la flexibilidad y resistencia a la fatiga de instrumentos NiTi (Hayashi 2007, Yahata 2009, Plotino 2014).

Trunatomy es un sistema de instrumentación rotatoria lanzado al mercado recientemente con el objetivo de permitir una preparación del sistema de conductos con máxima preservación de la dentina peri cervical. El fabricante afirma que este sistema

ofrece simplicidad, seguridad, mayor eficiencia de corte y, lo más importante, mejores propiedades mecánicas de resistencia a la fatiga comparado con generaciones previas de instrumentos rotatorios (Van der Vyver et al, 2019). Estos instrumentos son fabricados con alambre NiTi de 0.8 mm en lugar del usado convencionalmente de 1.2 mm. Dicho alambre NiTi cuenta con un tratamiento térmico que lo vuelve súper elástico brindándole una memoria reducida y permitiendo pre curvar los instrumentos. Además, cuenta con una sección transversal de paralelogramo descentrado, taper regresivo, mago corto de 9.5 mm y una punta cortante segura. El sistema consta de cinco instrumentos: Orifice modifier con punta 20/.08, Glider con punta 17/.02, Small 20/.04, Prime 26/.04 y Medium 35/.06 (Van der Vyver et al, 2019). Debido a su reciente lanzamiento aún se cuenta con escasa evidencia científica sobre sus propiedades mecánicas de resistencia a la fatiga por lo tanto se requieren aún más estudios que comparen su resistencia a la fatiga cíclica con los sistemas de instrumentación pre existentes de similares características como es el caso de Hyflex CM.

Hyflex CM es un sistema rotatorio fabricado con un método especial de tratamiento termo mecánico que le brinda memoria controlada al material. Esto da como resultado instrumentos con mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga sin la memoria de forma de instrumentos NiTi convencionales (Uslu, Özyürek & Yılmaz, 2018). Además, su memoria controlada permite mejor mantenimiento de la anatomía original del canal mejorando la eficacia de los instrumentos (Elnaghy, Elsaka & Mandorah, 2020). Otra de sus características es que el instrumento retoma su forma original después de la esterilización (HyflexCM brochure). Presenta punta inactiva, taper variable y sección transversal triangular con excepción de los instrumentos 20/.04 y 25/.04 que tiene una sección cuadrangular (Elnaghy et a, 2020).

Justificación

La resistencia a la fatiga cíclica de instrumentos de níquel titanio actualmente constituye un requisito de los sistemas mecanizados modernos. Dicha resistencia es de suma importancia, ya que, de no ser suficiente, se producirá la fractura de los instrumentos dentro del sistema de conductos; lo que compromete el tratamiento endodóntico. La separación de instrumentos es un percance de manejo complejo que involucra mayor desgaste de tejido dental para su remoción, la cual en muchos de los casos no se logra (Peters, Arias & Choi, 2020). Además, la remoción de los mismos también predispone a otras complicaciones como perforación, transportación, fractura radicular, entre otras. Asimismo, la separación de instrumentos limita la adecuada desinfección del sistema de conductos lo que vuelve a la pieza susceptible a re infecciones comprometiendo el pronóstico de la misma (Peters, Arias & Choi, 2020).

El níquel titanio es el material usado para la fabricación de sistemas de instrumentación desde hace 30 años debido a sus propiedades mejoradas; de memoria de forma, elasticidad y flexibilidad, en comparación con instrumentos anteriores de acero inoxidable. Lamentablemente por estas mismas características presenta una menor resistencia a la fatiga cíclica y torsional y por ende mayor incidencia de separación no anticipada (Hou, Yang & Qian, 2020). Hasta la fecha se desarrollan varios métodos para prevenir la separación de instrumentos NiTi y mejorar su efectividad y seguridad. Uno de los abordajes más efectivos son los procesos de tratamiento térmico; que han contribuido en un incremento de la resistencia a la fatiga de instrumentos de nueva generación, mediante la optimización de los comportamientos de transformación de fase de aleaciones NiTi. Esto dio lugar al desarrollo de materiales como alambres Fase R, M Wire y alambre

de memoria controlada como es el caso de Hyflex CM y Trunatomy (Hou, Yang & Qian, 2020).

Debido a su reciente lanzamiento, el sistema rotatorio TruNatomy aún no cuenta con suficiente evidencia respecto a sus características de resistencia a la fatiga cíclica, que avalen la seguridad de su uso clínico. Se debe tomar en cuenta, que Trunatomy constituye un sistema con un diseño muy diferente en comparación con los disponibles actualmente; destacando el menor diámetro de alambre y conicidades disminuidas. Por lo tanto, es necesario realizar estudios que determinen la resistencia a la fatiga cíclica dinámica del sistema rotatorio Trunatomy comparándolo con otros sistemas ya conocidos como Hyflex CM. Esto se logrará usando un dispositivo de fatiga cíclica que permitirá determinar el NCF de ambos instrumentos. Dicha información brindará al profesional un mayor entendimiento respecto al grado de resistencia a la separación de Trunatomy permitiéndole evaluar el riesgo beneficio de usar el sistema; además de establecer en que situaciones clínicas su uso pudiera brindar o no ventajas.

Se prefirió el sistema Hyflex CM para ser comparado con Trunatomy; en primer lugar, por sus características de diámetro de punta y conicidad 25/.04 las cuales son similares a instrumentos Trunatomy en este caso prime con tamaño 26/.04. Además, por que ambos son sistemas de rotación continua que operan con la misma velocidad. Por último, tanto Trunatomy como Hyflex CM son instrumentos que son sometidos a tratamientos térmicos como parte de su manufactura; que a pesar de ser diferentes dan características equivalentes a los sistemas; en el caso de Hyflex CM memoria controlada, mientras que en Trunatomy memoria reducida.

En dicho estudio solo se decidió evaluar la fatiga cíclica debido a que este es el tipo de falla que se presenta con mayor frecuencia. En un estudio de Cheung y colaboradores establecieron que el 93% de instrumentos fallan debido a fatiga cíclica (Cheung et al, 2005). Además, se presentaron limitaciones al momento de diseñar el dispositivo de fatiga torsional por la imposibilidad de adquirir un torquimetro.

Pregunta de estudio

¿El nuevo sistema rotatorio TruNatomy tendrá similar resistencia a la fatiga cíclica dinámica comparado con Hyflex CM?

Hipótesis Nula

No habrá diferencia significativa entre sistemas respecto a su resistencia a la fatiga cíclica dinámica.

Objetivos

Objetivo general.

Determinar la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de instrumentos rotatorios Trunatomy y Hyflex CM.

Objetivos específicos.

Establecer resistencia a la fatiga cíclica dinámica de instrumentos rotatorios Tunatomy en base a la determinación del número de ciclos de fallo.

Establecer resistencia a la fatiga cíclica dinámica de instrumentos rotatorios Hyflex CM en base a la determinación del número de ciclos de fallo.

Comparar el sistema que tiene una mayor resistencia a la fatiga cíclica dinámica en base a la determinación del número de ciclos de fallo.

Evaluar las características de la superficie fracturada de cada sistema.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

Para la revisión de literatura se realizó una búsqueda exhaustiva de artículos en bases de datos digitales incluyendo Pubmed, EBSCO, google académico; además en revistas indexadas de alto impacto endodóntico como Journal of Endodontics, International Endodontic Journal, JADA, Australian Endodontic Journal. Para la búsqueda en internet se usaron las siguientes palabras clave: TruNatomy, Hyflex CM, cyclic fatigue, heat treatment, dynamic, nickel titanium, NITI, alloy, simulated canal, flexural, resistance. El diseño de la revisión se organizó por temas. Debido al reciente lanzamiento del sistema de instrumentación Trunatomy se encontró limitada información al respecto.

MARCO TEORICO

Según el Glosario de Términos Endodónticos, la Endodoncia se define como la rama de la Odontología encargada del estudio de la Morfología, Fisiología y Patología tanto de la pulpa dental humana como de los tejidos peri radiculares. Además, dentro de su estudio se incluye la biología de la pulpa normal; junto con la etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de patologías pulpares y afecciones peri radiculares asociadas (AAE, 2020). El objetivo del tratamiento endodóntico no es preservar la pulpa; sino eliminarla y con ella remover los factores presentes en la pulpa infectada y tejido necrótico que estimulan pulpitis y periodontitis apical. Por lo tanto, el tratamiento endodóntico no quirúrgico se enfoca en evitar y manejar la periodontitis resultante de la relación entre la pulpa dental infectada y los tejidos peri apicales (Hargreaves et al, 2002).

El tratamiento endodóntico es un procedimiento que consta de varias etapas las cuales se llevan a cabo bajo técnicas asépticas usando instrumental y equipos específicos. Dicho tratamiento consiste en la conformación o instrumentación, desinfección y obturación del sistema de conductos radiculares (Cohen & Hargreaves, 2016). Específicamente, la instrumentación del sistema de conductos es un paso crucial que determina la eficacia de las etapas subsecuentes en el tratamiento endodóntico (Cohen & Hargreaves, 2016).

El objetivo principal de la instrumentación es realizar un ensanchamiento de los conductos lo cual guía y facilita la acción de irrigantes y medicación intra canal para así favorecer la eliminación de tejidos afectados y microorganismos asociados; además, también permite la obturación adecuada y el sellado tridimensional de los mismos. Es fundamental que la instrumentación se lleve a cabo en todos los canales y a lo largo de

toda la longitud radicular; de manera centrada y manteniendo la anatomía original (Cohen & Hargreaves, 2016). Otro objetivo de una instrumentación adecuada es la conservación de la mayor cantidad posible de dentina radicular para no debilitar la estructura radicular remanente y de esta manera evitar fracturas radiculares (Cohen & Hargreaves, 2016).

20 años atrás Schilder describió los objetivos mecánicos de la conformación, los cuales permiten que el sistema de conductos pueda ser subsecuentemente sellado herméticamente incluso en el tercio apical:

- Conformar el canal a manera de cono que se estrecha progresivamente.
- El diámetro apical debe ser el más estrecho de todas las regiones del canal.
- Mantener la anatomía original del canal en sus múltiples planos.
- Mantener la localización original del foramen apical.
- No transportar el foramen.
- Mantener el foramen apical tan pequeño como sea práctico (Schilder & Yu, 2001).

La conformación del sistema de conductos se lleva a cabo usando instrumentos específicos que son, las limas endodónticas; las cuales a lo largo de los años han experimentado una constante evolución con el objetivo de lograr una instrumentación más rápida y sobre todo eficiente. Pero, no solo se han producido avances en los instrumentos de conformación, sino también en las técnicas y equipos utilizados para este proceso (Patel & Barnes, 2013).

Características instrumentos endodónticos

Partes de la lima



Imagen 1 Partes de la lima endodóntica

Mango: parte del instrumento desde la cual se manipula el mismo. Puede tener diferente longitud, forma, superficie (lisa o estriada) para permitir un mejor manejo del instrumento en boca. Dependiendo del material pueden ser metálicos, plásticos y de silicona. Además, deben ser esterilizables y estar codificados para identificar el diámetro del instrumento según las normas ISO (Vidal, 2007).

Vástago: es el que determina la longitud total del instrumento pueden ser lisos o con marcas de longitud. Dependiendo de la longitud del vástago los instrumentos pueden ser de 21mm, 25mm, 28mm o 31mm (Vidal, 2007).

Parte activa: zona del instrumento con superficie de corte activa. El largo de la parte activa es igual a 16 mm y cada milímetro se nombra de D0-D16. El diámetro en D0 es el que determina la norma ISO de color de cada instrumento (Vidal, 2007).

Espira: espacio para la eliminación de debris durante la instrumentación (Vidal, 2007).

Diámetro: el diámetro es una característica que puede variar a lo largo de la longitud de la lima. La parte activa del instrumento se divide por milímetros donde D0 es la punta de la lima y cada mm que se aleje será D1, D2, D3, D4 respectivamente hasta completar la longitud de la parte activa en D16. Esta es una nomenclatura universal que permite establecer aspectos de la lima en puntos específicos (Ruddle, 2000).

Conicidad: es la relación entre la diferencia de diámetros extremos de un tronco de cono y su longitud; en otras palabras, es el incremento de diámetro a lo largo de la lima. También se lo denominado como taper y se expresa en porcentaje (Yang et al, 2006). Por ejemplo, si cada mm del instrumento aumenta 1mm en diámetro esta tiene una conicidad del 1%. Las limas de acero inoxidable manuales tienen una conicidad constante del 2%; mientras que instrumentos rotatorios de níquel titanio tienen conicidades variables con mayores conicidades a nivel de sus primeros mm (Yang et al, 2006).

Sección transversal: está dada según el corte transversal de cada instrumento. Existen varios tipos de sección transversal que hacen que las limas tengan propiedades específicas. Los tipos de sección transversal han cambiado mucho a lo largo de los años con el objetivo de tener instrumentos más eficientes ya que del tipo de sección transversal depende el tipo de ángulo de corte y la masa y flexibilidad del instrumento. La sección transversal ha variado de cuadrangular a triangular, romboidal y en la actualidad las más usadas son en forma de S, paralelogramo y triangular (Korch & Brave, 2004).

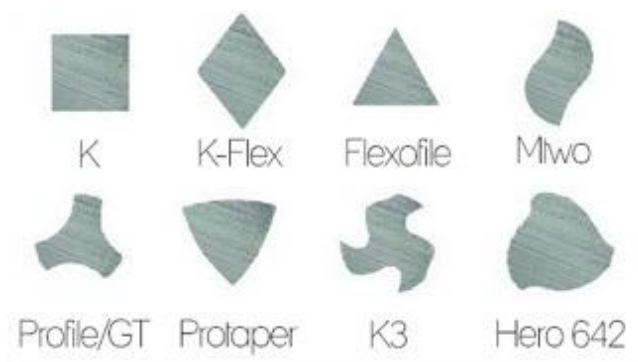


Imagen 2 Tipos de sección transversal

Ángulo de Corte: es aquel que indica la capacidad o tipo de corte de la lima. Se determina midiendo el ángulo formado por el bore cortante y la pared de la dentina. El ángulo de corte puede ser positivo o negativo. El positivo es aquel en el que el borde cortante ejerce su acción en el mismo sentido en el que se aplica la fuerza; forma un ángulo obtuso, y las limas con este tipo de ángulo realizan una acción de corte sobre la superficie (Chow et al, 2005). Por otro lado, el ángulo de corte negativo es aquel en el que el borde se dispone sobre la superficie que se va a cortar en sentido opuesto al de la fuerza ejercida; forma un ángulo agudo dando lugar a un efecto de rasgado o raspado, mas no un corte como tal (Chow et al, 2005).

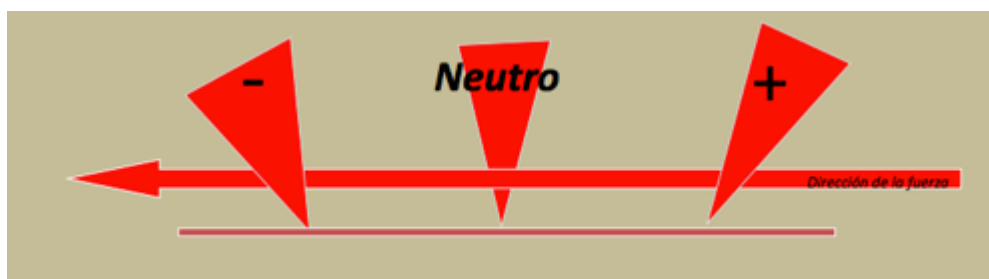


Imagen 3 Tipos de ángulo de corte

Ángulo Helicoidal: es el ángulo formado entre las estrías y el eje axial del instrumento. Cuando se disminuye el ángulo helicoidal aumenta la distancia entre las estrías de la lima. Por el contrario, a mayor ángulo helicoidal mayor será el área de contacto con la dentina y por ende mayor la eficacia de corte. Aunque si el ángulo

helicoidal es demasiado abierto hay más efecto de atornillamiento de los instrumentos (Chow et al, 2005).

Pitch: es el número de estrías por mm a lo largo de la lima. Cuando se aumenta el pitch disminuye la tendencia a atornillamiento. A mayor número de estrías hay un aumento en la flexibilidad del instrumento, aumento de áreas o puntos de contacto, mayor eficacia de corte y menos atornillamiento. Por otro lado, a menos número de estrías habrá menos flexibilidad, menos puntos de contacto y menos eficacia de corte (Diemer & Calas, 2004). Los instrumentos con un pitch constante tienen mayor tendencia a atornillamiento ya que para mantenerlo constante mientras disminuye el diámetro hacia la punta es necesario que disminuya el ángulo helicoidal. Por lo tanto, en instrumentos con pitch variable hay una reducción del atornillamiento (Diemer & Calas, 2004).



Imagen 4 Pitch y ángulo helicoidal

Tipo de punta: la parte activa de la punta corresponde al ángulo de transición el cual es la unión de la punta propiamente dicha con la primera estría cortante. La función de la punta es guiar al instrumento a través del canal. Si el ángulo de transición es agudo ejerce una acción de corte al apoyarse sobre las paredes; esta es una de las causas de transporte de la pared externa durante instrumentación (Vidal, 2007). En caso de que el ángulo sea redondeado se reduce ese riesgo de deformación del canal. Las puntas inactivas a pesar de ser más seguras dificultan la progresión del instrumento hacia apical

haciendo la técnica de instrumentación más lenta y con mayor predisposición a formar tapones/bloqueos apicales. Es por esto que las casas comerciales generalmente diseñan instrumentos con punta semi activa o modificada (Vidal, 2007).



Imagen 5 Tipos de punta de instrumentos endodónticos

Evolución instrumentos endodónticos

Las limas endodónticas son los instrumentos usados para la conformación del sistema de conductos. Estas tienen la finalidad de limpiar y conformar el canal radicular para así permitir un desbridamiento químico mecánico completo de todo el canal hasta su límite en el foramen apical. Dichos instrumentos se fabrican a partir de metales. En la actualidad los dos tipos de aleaciones metálicas usadas para la fabricación de limas endodónticas son el acero inoxidable y el níquel titanio (Shivakumar & Kalgeri, 2016).

Una lima endodóntica puede ser fabricada mediante el entorchado o corte mecanizado de un alambre metálico para así producir instrumentos de diferente sección transversal, tamaño y conicidad. Además, dichos instrumentos pueden tener longitudes de 21mm, 25mm o 31mm. Para describir el tamaño de la punta de limas endodónticas existe el sistema de estandarización ISO, en el cual cada instrumento es codificado por colores en base al diámetro de su punta. Además, los instrumentos endodónticos se

clasifican en dos grandes grupos en base a su modo de uso: manuales y rotatorios (Shivakumar & Kalgeri, 2016).

Una de las principales diferencias entre realizar una instrumentación con limas manuales versus limas rotatorias, es la cantidad de instrumentos requeridos, ya que realizar instrumentación manual conlleva el uso de numerosas limas; mientras que la instrumentación rotatoria se realiza usando una cantidad de instrumentos considerablemente menor, lo que vuelve a la instrumentación rotatoria mucho más rápida en comparación con la manual. Este ha sido uno de los principales avances en la endodoncia, la progresión de la instrumentación convencional con múltiples instrumentos a la actual que incluso cuenta con sistemas de instrumentación de lima única (Ruddle et al, 2013).

Esta transformación en la clínica endodóntica surgió desde el año 1988 cuando Walia propuso el uso Nitinol, una aleación metálica que consta de níquel y titanio, para la fabricación de limas endodónticas (Walia et al, 1988). El níquel titanio se desarrolló por primera vez por Buehler un investigador metalúrgico que buscaba una aleación no magnética resistente a la sal y al agua para el programa espacial del Laboratorio de Ordenanza Naval en Maryland, Estados Unidos, es por esto que inicialmente la aleación se denominó Nitinol (Buehler et al, 1963).

Esta novedosa aleación posee propiedades metalúrgicas especiales que la vuelven 2-3 veces más flexible que el acero inoxidable en instrumentos del mismo diámetro. Debido el NiTi también se conoce como alambre de memoria controlada, o aleación con memoria de forma. La aleación NiTi usada para limas endodónticas contiene

aproximadamente 56% de níquel y 44% de titanio (Walia et al, 1988). En algunas aleaciones un pequeño porcentaje de níquel (<2%) puede ser sustituido por cobalto (Thompson, 2000).

Dicha aleación cambio totalmente la dinámica de instrumentación del sistema de conductos ya que permitió que canales curvos fueran preparados mecánicamente a través de un movimiento rotatorio continuo. A mediados de los años 1990 se lanzó al mercado las primera limas rotatorias de NiTi disponibles comercialmente (Ruddle et al, 2013). Para apreciar la evolución de los instrumentos endodónticos de NiTi a lo largo de los años se los puede clasificar en generaciones.

Generaciones sistemas de instrumentación endodónticos NiTi

Primera Generación: Esta generación se introdujo en el mercado por primera vez a mediados de los 90 (Kuzekanani, 2018). Dichos instrumentos presentaban áreas radiales de corte pasivo que contribuyen a que el instrumento se mantenga centrado en las curvaturas del canal durante la instrumentación. Además, presentan conicidades constantes del 4% y 6% a lo largo de sus cuchillas activas. Adicionalmente esta generación de instrumentos tiene un ángulo de corte negativo lo que vuelve a la lima pasiva teniendo una acción de raspado en lugar de un corte como tal (Walsch, 2004).

Por lo tanto, estos instrumentos eliminan la dentina más lentamente y tienen menor tendencia de enderezar el canal. Los sistemas de esta generación requieren numerosas limas para completar la instrumentación lo cual constituye una de sus principales desventajas. Ejemplo: Sistema GT, Lightspeed, Quantec, Hero 642, Profile, Flex Master (Shivakumar & Kalgeri, 2016).

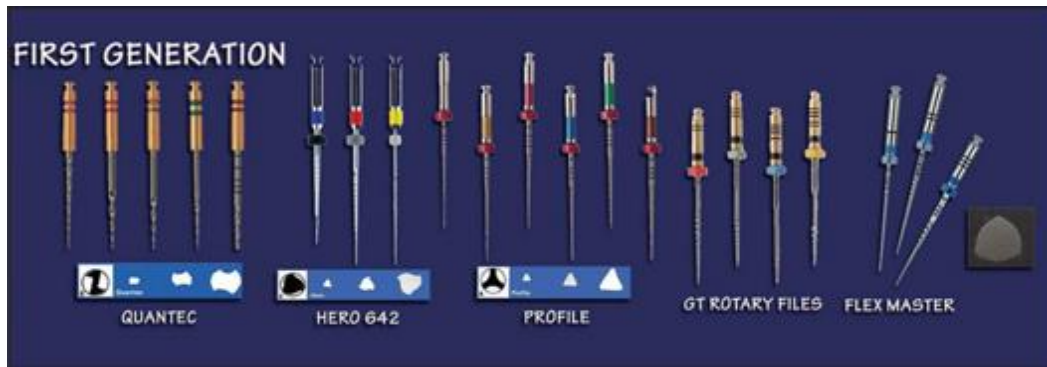


Imagen 6 Instrumentos de primera generación

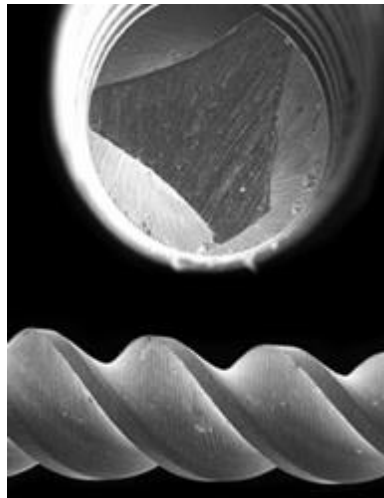


Imagen 7 Imágenes SEM vista transversales y laterales de lima con plano radial de corte pasivo

Segunda Generación: Apareció en el mercado en el año 2001 y la característica que distingue esta generación de la primera es que los instrumentos de segunda generación tienen estrías de corte activas por lo que requieren menor cantidad de instrumentos para preparar el canal. Los instrumentos activos cortan más efectiva y agresivamente y tienen mayor tendencia a enderezar las curvaturas del canal (Shivakumar & Kalgeri, 2016).

Tanto los sistemas de corte pasivo como activo, primera y segunda generación respectivamente, se asocian con un efecto de atornillamiento debido a su conicidad

constante. Para contrarrestar esto algunas casas comerciales desarrollaron limas con puntos de contacto alternados, pero no fue efectivo ya que mantenían su conicidad constante (Ruddle et al, 2013).

Un mayor avance se originó con el lanzamiento del sistema Protaper de la casa comercial Dentsply que presentaba múltiples conicidades crecientes y decrecientes en un mismo instrumento. Este diseño revolucionario de conicidad progresiva limitó la acción de corte de cada instrumento a una región específica del canal; además, ofrece una secuencia de instrumentos más corta con preparación eficiente (Ruddle, 2001).

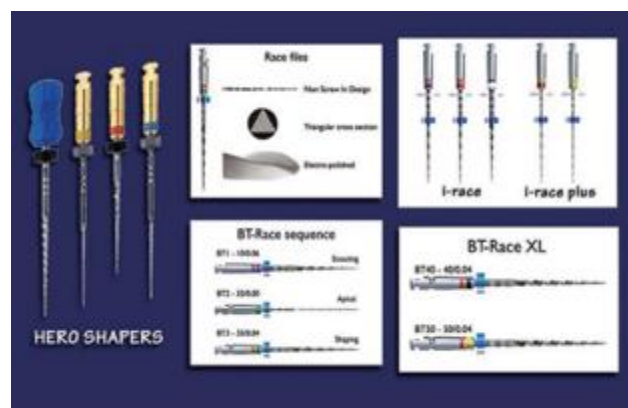
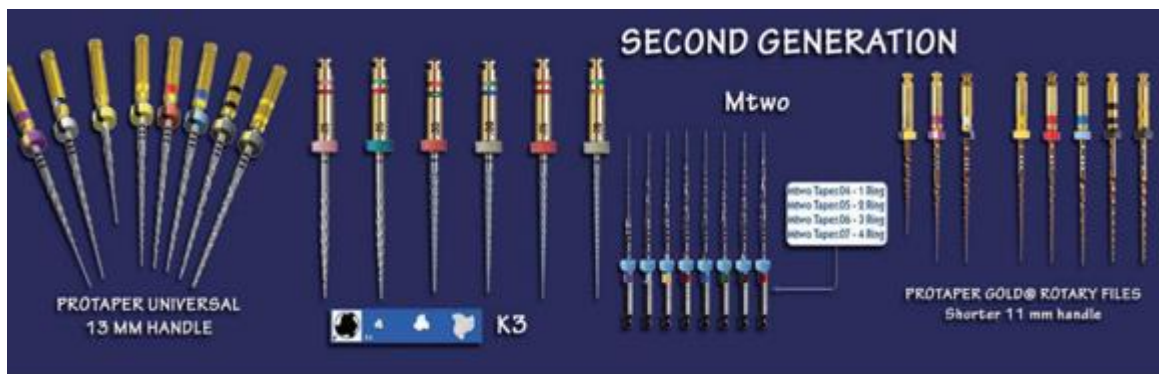


Imagen 8 Instrumentos Segunda Generación

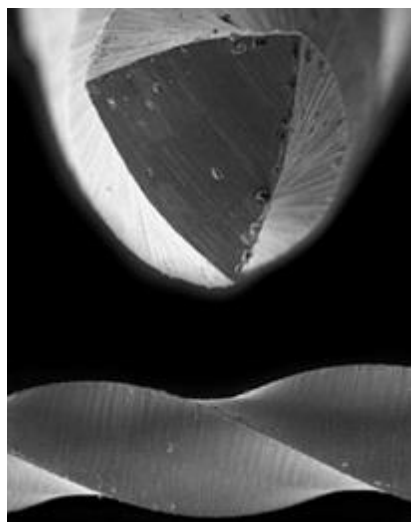


Imagen 9 Imágenes SEM vistas transversal y lateral de lima activa con estrías cortantes

Tercera Generación: Las mejoras metalúrgicas de la aleación NiTi son el sello distintivo de la tercera generación. En 2007 los fabricantes se enfocaron en usar métodos de calentamiento y enfriamiento con el objetivo de reducir la fatiga cíclica y mejorar la seguridad del uso de instrumentos rotatorios de NiTi en canales con curvaturas severas (Gutmann & Gao, 2012).

Se identificó que el punto de transición de fase entre martensita y austenita produce un metal más óptimo que NiTi convencional; es decir, tecnología M-Wire y Fase-R. En esta tercera generación se disminuyó significativamente la fatiga cíclica y por ende dichos instrumentos presentaban menos separación (Shivakumar & Kalgeri, 2016).

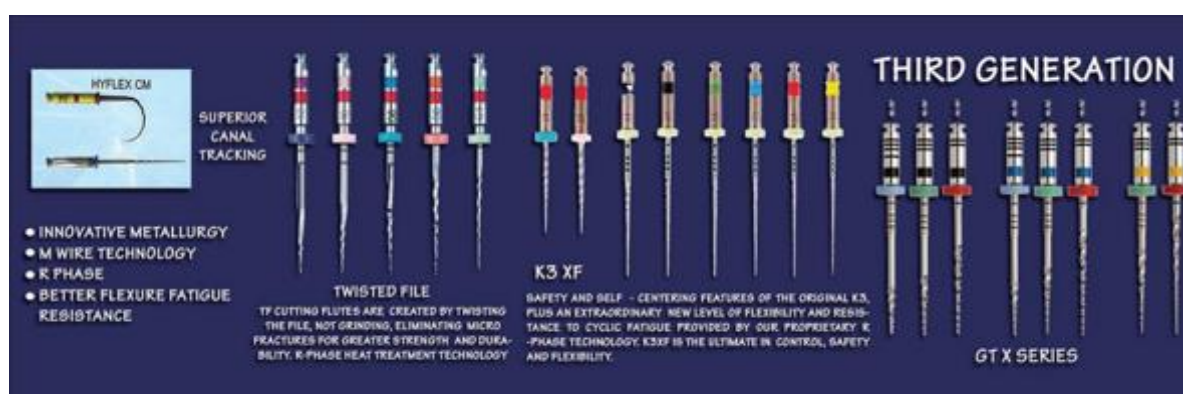




Imagen 10 Instrumentos Tercera Generación

Cuarta Generación: Otro avance significativo en la instrumentación se logró con la reciprocación. Esta se puede definir como el movimiento repetitivo hacia atrás y hacia adelante; es decir, un movimiento anti horario seguido de un movimiento horario. Fue este movimiento reciprocante el que dio lugar a una cuarta generación de instrumentos y al nacimiento de las técnicas de lima única (Shivakumar & Kalgeri, 2016).

Este tipo de movimiento se introdujo en 1950 pero años más tarde sistemas como M4, Endo-Eze y Endo Express usaron movimientos horarios y anti horarios con ángulos de rotación iguales. Contrario a la rotación continua, el movimiento reciprocante con movimientos bidireccionales iguales, requiere más presión hacia adentro para progresar y no tiene un corte tan eficiente como instrumentos rotatorios del mismo diámetro, también es más limitado en la remoción de debris del canal (Ruddle et al, 2013).

Por estas desventajas se introdujo sistemas con movimiento reciprocante desigual. El sistema de lima única más popular es Wave One, el cual es una mezcla de las mejores características de la segunda y tercera generación combinado con un movimiento reciprocante que mueve al instrumento en ángulos bidireccionales desiguales (Yared, 2008). El ángulo anti horario es 5 veces mayor que el ángulo horario; diseñado de esta

manera para ser menor que el límite elástico del instrumento. Estratégicamente después de 3 ciclos de corte la lima rotara 360 grados. Este movimiento reciprocante permite que la lima progrese más fácilmente, tenga un corte eficiente, y remueva debris del canal efectivamente (Ruddle et al, 2013).

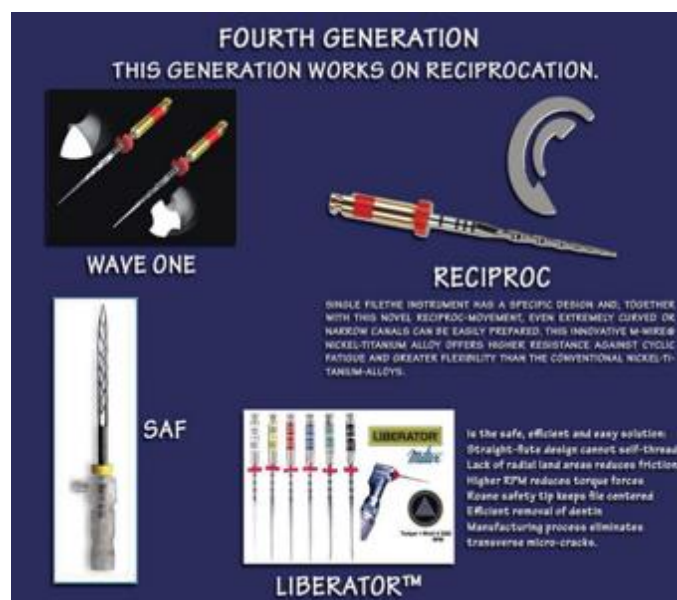


Imagen 11 Instrumentos Cuarta Generación

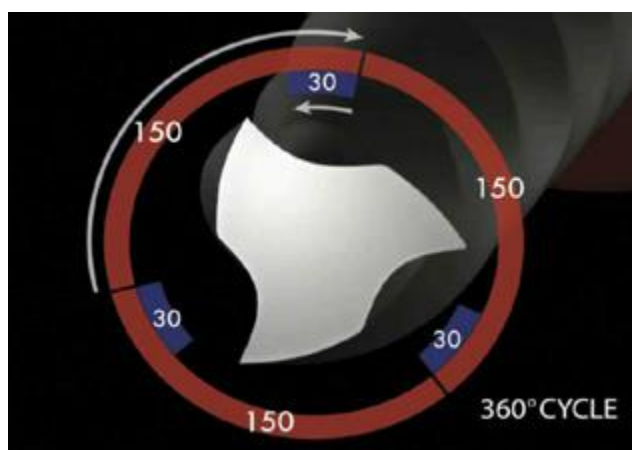


Imagen 12 La lima reciprocante Wave One usa ángulos H/AH desiguales

Quinta Generación: En esta generación el diseño de instrumentos es de tal manera que la masa central, el centro de rotación o ambos están descentrados. Durante la rotación, los instrumentos descentrados, producen una onda mecánica o movimiento que viaja a lo largo de la parte activa (Hashem et al, 2012). Además, este diseño mejora la

remoción de debris y la flexibilidad del instrumento. Por otro lado, el diseño descentrado en conjunto con la conicidad progresiva disminuye el efecto de atornillamiento de los instrumentos (Hashem et al, 2012).

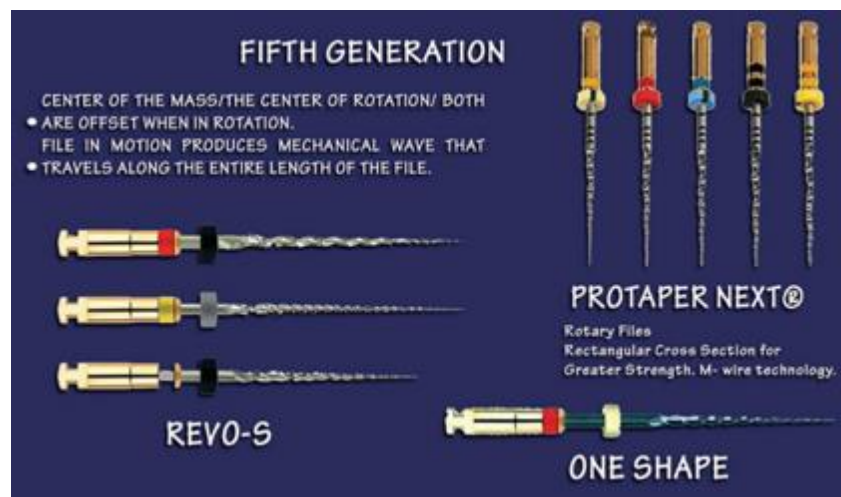


Imagen 13 Instrumentos Quinta Generación

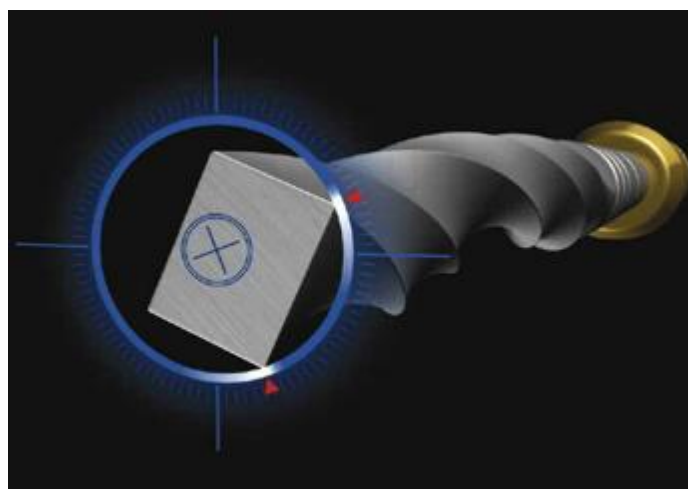


Imagen 14 Sección transversal Protaper Next con ángulo descentrado.

Sistemas Rotatorios de Lima Única: estos sistemas se clasifican en dos grupos en base a su tipo de movimiento; rotación continua y reciprocantes. En el grupo de las reciprocantes los sistemas representativos son Wave One, Wave One Gold, Reciproc y Reciproc Blue; mientras que en sistemas de rotación continua algunos ejemplos son Hyflex CM/EDM, XP Endo Shaper y One Curve (Kuzekanani, 2018). En la actualidad

estos son los sistemas de elección para la instrumentación endodóntica ya que han mejorado la calidad de la conformación, además de ahorrar el tiempo de trabajo para clínicos y pacientes (Kuzekanani, 2018).

Frases cristalográficas de la aleación NiTi

Como ya se mencionó la composición química de la aleación NiTi usada en instrumentos endodónticos es principalmente de níquel y titanio; la combinación resultante es una relación atómica 1:1 de los componentes principales; es decir, equiatómica (Thompson, 2000). Sin embargo, el porcentaje en peso del níquel es mayor que el del titanio debido a que el átomo de níquel tiene un peso atómico de 58,69, siendo de mayor tamaño que el átomo de titanio con peso atómico de 47,86. Al igual que otras combinaciones metálicas la aleación puede existir en varias formas cristalográficas (Thompson, 2000).

El término genérico para estas aleaciones es 55-Nitinol y tienen la capacidad inherente para alterar su tipo de enlace atómico, lo cual genera cambios únicos y significativos en las propiedades mecánicas y disposición cristalográfica de la aleación. Estos cambios se dan en función de la temperatura y el estrés (Thompson, 2000). Las dos características únicas que son de relevancia para la odontología, super elasticidad y memoria de forma, se dan como resultado de la transición de austenita a martensita en la aleación NiTi (Thompson, 2000).

Fase Austenita: La estructura cristalina de la aleación NiTi en rangos de alta temperatura (100° C) es una red cúbica estable centrada que se conoce como fase austenita

o fase madre. La aleación NiTi está en esta fase a temperatura ambiente (Thompson, 2000).

Fase Martensítica: El nitinol tiene la característica particular que cuando se enfría a través de un rango de temperatura de transformación crítica (TTR); la aleación muestra cambios dramáticos en su módulo de elasticidad (rigidez), límite elástico y resistividad eléctrica, como resultado de los cambios en la unión de electrones (Thompson, 2000). Al reducir o enfriar la temperatura hay un cambio en la estructura cristalina conocida como transformación martensítica. La cantidad de transformación está dada en función de la temperatura inicial y final. Este fenómeno causa un cambio en las propiedades físicas de la aleación y da lugar a la característica de memoria de forma (Wang et al. 1972).

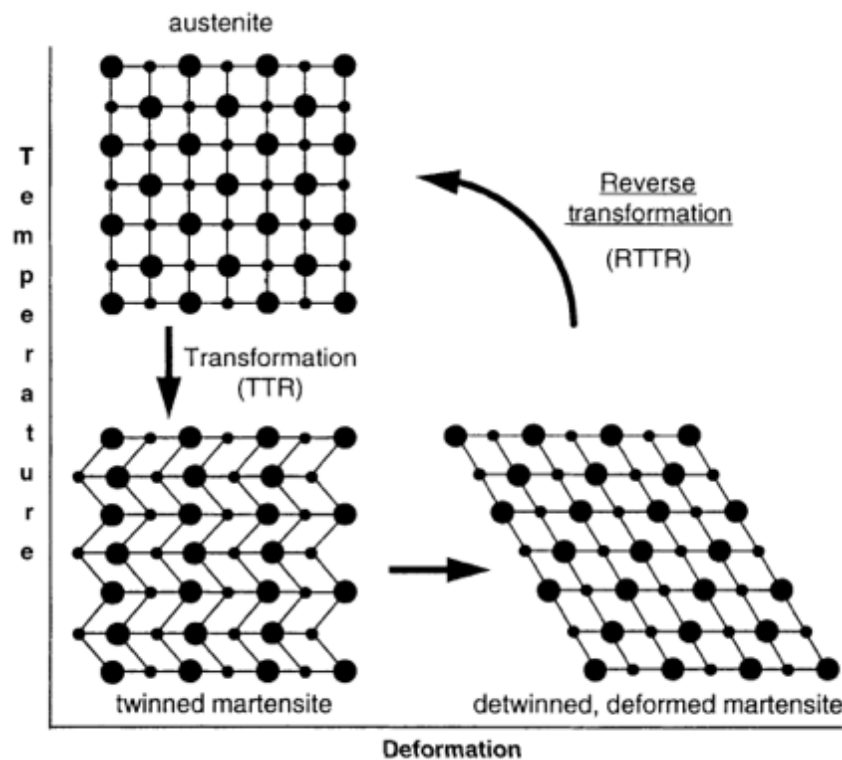


Imagen 15 Fases cristalógicas de la aleación NiTi

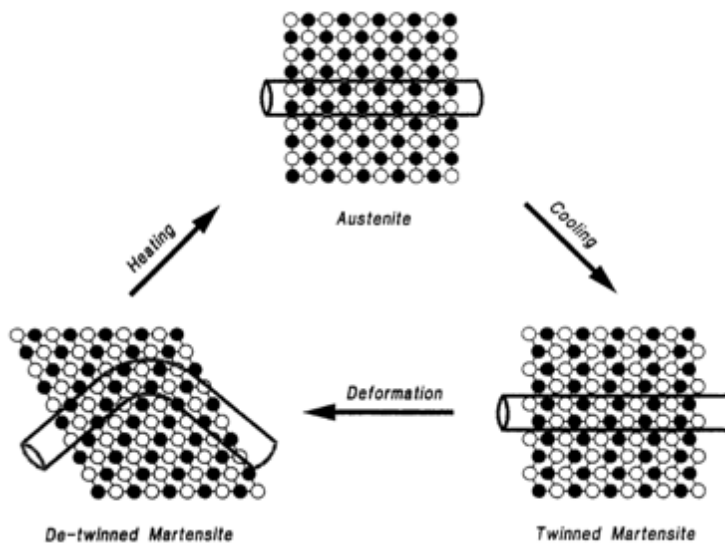


Imagen 16 Fases cristalográficas de la aleación NiTi

La fase martensítica tiene gran resistencia a la fatiga, además es blando y dúctil y puede deformarse fácilmente. Esta fase no solo es más flexible que la austenita; también disminuye el riesgo de fractura en condiciones de alto estrés ya que puede deformarse plásticamente en lugar de romperse. La transformación inducida en la aleación ocurre por un tipo de proceso de cizallamiento a una fase llamada martensítica o fase hija; la cual da lugar a una twinned martensite que forma la estructura de un enrejado hexagonal muy junto (Thompson, 2000). Casi ningún cambio de forma macroscópico se detecta en la transformación, a menos que se aplique una fuerza externa. La forma martensítica puede ser deformada fácilmente a una sola orientación por un proceso conocido como de-twinning, cuando hay un tipo de cizallamiento o “volteo”. La aleación NiTi es más dúctil en su fase martensita que en su fase austenita (Thompson, 2000).

Esta deformación puede ser revertida calentando la aleación por encima del TTR, es decir, a un rango de temperatura de transformación reverso (RTTR), dando como resultado que las propiedades de la aleación NiTi se reviertan a sus valores previos de

alta temperatura. La aleación retoma su fase austenita con su estructura y orientación original como una fase cúbica centrada, de alta temperatura y con condiciones de energía estable (Thompson, 2000).

Este fenómeno se denomina memoria de forma y permite que la aleación vuelva a su forma anterior, formando enlaces de electrones fuertes, direccionales y energéticos para hacer retroceder los átomos desplazados a sus posiciones anteriores; el efecto de esta transformación es instantáneo (Thompson, 2000). Es posible usar el efecto de memoria de forma para colocar la aleación NiTi en una determinada configuración a una determinada temperatura. Esto puede ser llevado a cabo a bajas temperaturas las cuales deforman al NiTi con muy baja fuerza. Cuando el NiTi es calentado a su temperatura de transformación recupera su forma original permanente (Thompson, 2000).

Transformación martensítica inducida por estrés

La transición de fase austenita a martensita también puede ocurrir como resultado de la aplicación de estrés, esto se da durante la preparación del canal radicular. En la mayoría de metales, cuando una fuerza externa excede una cantidad dada se induce un deslizamiento mecánico lo que provoca deformación permanente; sin embargo, con la aleación NiTi el estrés induce transformación martensítica en lugar de deslizamiento (Thompson, 2000).

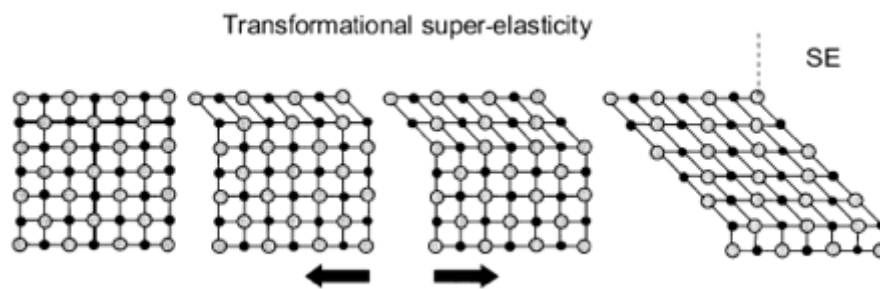


Imagen 17 Transformación martensítica inducida por estrés

La deformación plástica que ocurre en aleaciones NiTi igual o por debajo de TTR es recuperable con la transformación reversa, dentro de ciertos límites. Es este fenómeno de cambio cristalino el que da lugar al efecto de memoria de forma del material y a su comportamiento super elástico (Thompson, 2000). La parte de RTTR en la cual la recuperación de forma ocurre se denomina rango de temperatura de recuperación de forma. Esto es contrario al comportamiento de metales convencionales donde la respuesta elástica es recuperable pero solo en una mínima cantidad y cuando se aplica grandes tensiones estas causan deformación plástica que no es recuperable (Thompson, 2000).

Aleación NiTi convencional

Los instrumentos de NiTi convencional tienen una temperatura final austenítica por debajo de la temperatura corporal; por lo tanto, consisten principalmente de una fase austenita y poseen propiedades de super elasticidad. Estos instrumentos tienen que ser torneados en lugar de retorcidos; y este proceso de torneado da lugar a defectos en la superficie de instrumentos NiTi, lo cual tiene efectos negativos en relación a la resistencia a la fractura eficiencia de cote y resistencia a la corrosión. (Zupanc et al, 2018).

El electro pulido es un proceso de acabado de superficie para metales que permite una remoción electroquímica controlada del material superficial resultando en una superficie más homogénea (Zupanc et al, 2018). Durante los procesos de manufactura de instrumentos NiTi se usa el electro pulido para remover las irregularidades de superficie, grietas y estrés residual causado por el proceso de torneado. El electro pulido pretende mejorar la resistencia a la fractura, eficiencia de corte y resistencia a la corrosión. Sin embargo, el electro pulido no es capaz de evitar el desarrollo de micro fracturas (Zupanc et al, 2018).

Aleaciones NiTi termotrataadas

Tras el descubrimiento de la aleación NiTi se han desarrollado múltiples cambios a lo largo de los años con el objetivo de mejorar la flexibilidad y resistencia a la fractura de instrumentos endodónticos rotatorios. Dentro de estos se incluyen: la modificación de la composición química de la aleación níquel titanio, los diferentes diseños de sección transversal, cambios en procesos de fabricación y principalmente los diversos tratamientos termo mecánicos (Hou, Yang & Qian, 2020).

Los procesos de tratamiento térmico han contribuido en un incremento de la resistencia a la fatiga de instrumentos de nueva generación, mediante la optimización de los comportamientos de transformación de fase de aleaciones NiTi. Estos tratamientos logran que la aleación tenga proporciones concretas de austenita y martensita con comportamientos y propiedades mecánicas diferentes. El objetivo del tratamiento térmico es ajustar las temperaturas de transición entre fases para cambiar las propiedades de la aleación, sobre todo aumentar la resistencia a la fatiga de los instrumentos endodónticos.

Esto dio lugar al desarrollo de materiales con propiedades mejoradas. (Hou, Yang & Qian, 2020).

M-Wire: Consiste en una modificación de la aleación NiTi convencional la cual fue desarrollada por Dentsply e introducida al mercado en 2007. Esta se crea aplicando una serie de tratamientos térmicos pre manufactura al alambre NiTi en bruto (Johnson et al, 2008). Su temperatura final austenita está entre 43-50°C; es decir, por debajo de la de NiTi convencional y temperatura corporal; indicando que M-Wire no está compuesto completamente de austenita bajo condiciones clínicas. Se ha indicado que M-Wire contiene fase austenita con pequeñas cantidades de martensita y fase-R a temperatura corporal; lo que hace que mantenga su estado super elástico (Zupanc et al, 2018).

Los instrumentos con M-Wire tienen una mayor resistencia a la fatiga cíclica por su micro estructura nanocristalina martensítica única; brindando mayor flexibilidad y buena eficacia de corte (Johnson et al, 2008). Aunque sus propiedades torsionales son comparables con NiTi convencional (Zupanc et al, 2018). En este alambre predomina la austenita, pero también contiene martensita y fase R. Ejemplos de sistemas con tecnología M-Wire son: Protaper Next, Wave One y Reciproc (Johnson et al, 2008).

Fase-R: es una fase intermedia con una estructura romboédrica que se puede formar 1. durante la transformación directa de martensita a austenita con el calentamiento o 2. durante la transformación inversa de austenita a martensita al enfriarse. Esto se da en un muy estrecho rango de temperatura. Posee características de transformación termo elásticas martensíticas; es decir, memoria de forma, super elasticidad y módulo de Young más bajo que austenita (Otsuka & Ren, 2008).

Esta aleación se introdujo en 2008 por Sybron Endo durante la fabricación del sistema Twisted File y se consigue por un pre tratamiento térmico. En la Fase-R el níquel titanio puede torcerse y una vez torcido se calienta y enfría de nuevo para conservar la nueva forma y volverse una estructura austenita cristalina que es super elástica bajo tensión (Otsuka & Ren, 2008).

Se ha establecido que la temperatura final austenítica de instrumentos de fase-R esta entre 18-25°C indicando que consisten principalmente de austenita super elástica en la cavidad oral. La flexibilidad mejorada de instrumentos fase-R permite una preparación del canal más centrada con menor incidencia de transportaciones en comparación con NiTi convencional. Además, estos presentan resistencia a la fatiga cíclica similar a M-Wire (Zupanc et al, 2018).

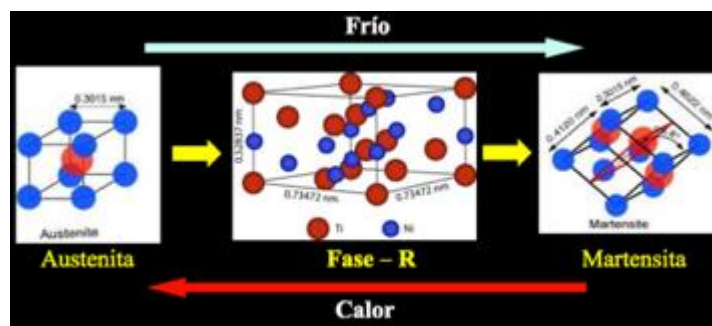


Imagen 18 Fase R

CM-Wire: es una aleación NiTi con propiedades flexibles introducida en 2010. La fabricación de esta aleación se logra a través de un proceso termo mecánico especial que controla la memoria del material, por lo tanto, se obtiene instrumentos extremadamente flexibles, pero sin memoria de forma. Estos instrumentos son

entre 300%-800% más resistentes a la fatiga en comparación con NiTi convencional (Shen et al, 2011).

Es la primera aleación con tratamiento termo mecánico que no posee propiedades súper elásticas ni a temperatura corporal ni ambiente. Los instrumentos CM-Wire pueden ser deformados debido a una reorientación de las variantes martensíticas (Zupanc et al, 2018). Es por esto que no tienden a enderezarse durante la preparación de canales curvos. Este efecto de memoria controlada tiene el objetivo de reducir la incidencia de errores durante la preparación como transportaciones (Zupanc et al, 2018).

Con las aleaciones CM-Wire y M-Wire se ha aumentado las temperaturas de transformación de la austenita; siendo de 55°C, 50°C, 17°C y 16-31°C para CM-Wire, M-Wire, Fase-R y Niti convencional respectivamente. La tensión máxima de instrumentos CM-Wire antes de su fractura es mucho más alta que la de NiTi convencional y es por esto que presentan flexibilidad superior (Zhou et al, 2012). En esta aleación a temperatura ambiente o en boca predomina la martensita; es por esto que la lima puede seguir la curvatura de los canales. Cuando se esteriliza la martensita se transforma en austenita y el instrumento recupera su rigidez (Zhou et al, 2012).

Max-Wire: se desarrolló en 2015 y posee un tratamiento térmico que hace que la aleación pase de martensita a austenita a temperaturas iguales o superiores a 35° C, lo que da al instrumento una forma curva que proyecta contra las paredes del canal causando un movimiento rotatorio excéntrico. Es la primera aleación que combina el efecto de memoria de forma y la súper elasticidad en la aplicación clínica (Zupanc et al, 2018). Al momento hay dos instrumentos disponibles fabricados de MaxWire: XP Endo Shaper y

XP Endo Finisher. Estos instrumentos son relativamente rectos en su estado martensítico a temperatura ambiente, cambian a una forma curva cuando se exponen a la temperatura intra canal debido a una transformación a estado austenítico (Zupanc et al, 2018).

Por lo tanto, presentan un efecto de memoria de forma cuando se inserta en el canal y poseen súper elasticidad durante la preparación. Su forma curva supone lograr una preparación efectiva de las anatomías complejas del sistema de conductos con potencial de adaptarse a irregularidades. Esta aleación revela un incremento significativo a la resistencia a la fatiga, pero menor resistencia torsional (Zupanc et al, 2018).

Blue-Wire y Gold-Wire: son aleaciones termo tratadas que como parte del proceso dan como resultado una coloración azul o dorada, como lo dice su nombre. La aleación Gold fue diseñada por Dentsply mientras que la Blue por VDW. Ambas casas comerciales mantienen la patente sobre el proceso exacto de fabricación de las aleaciones el cual sigue siendo desconocido (Hieawy et al, 2015).

La principal diferencia entre CM-Wire y aleaciones Gold y Blue es que las últimas pasan primero por el proceso de torneado y luego se someten a un tratamiento térmico post manufactura. Para los instrumentos Blue se sabe que una capa visible de óxido de titanio es la responsable de su color azul distintivo que permanece en la superficie por un tratamiento térmico post manufactura (Zupanc et al, 2018). De igual manera, en el caso de instrumentos Gold su capa superficial es la responsable de su color dorado distintivo. Tanto aleaciones Gold como Blue contienen principalmente martensita y fase-R en condiciones clínica (Zupanc et al, 2018).

Dichas aleaciones presentan una mejora considerable en su flexibilidad, además de mayor resistencia al estrés torsional y cíclico; esto puede ser atribuido a su estado martensítico. El tratamiento térmico da lugar a que la aleación sufra una transformación en dos etapas: austenita-fase-r y fase-r-martensita. La fase-R se forma antes que la martensita, la cual aparece tras el enfriamiento (Hieawy et al, 2015). En estas aleaciones la temperatura de transformación de fase es mucho mayor que la de NiTi convencional resultando en una mayor cantidad de fase martensítica a temperatura corporal. Sistemas con esta aleación son: Wave One Gold, Reciproc Blue y Protaper Gold (Hieawy et al, 2015).

Tabla 1 Resumen de las aleaciones de NiTi utilizadas para la fabricación de instrumentos de endodoncia

Aleación	Composición de fase/Propiedades	Sistema Niti
NiTi Convencional	Austenita - Súper elástico	Mtwo One Shape Profile Potaper Universal
Electropulido		RaCe, BioRaCe, iRace F360, F6 Skytaper
Fase-R	Austenita - Súper elástico - Retorcido	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF (no retorcido)
M-Wire	Austenita con pocas cantidades de Fase-R y martensita - Súper elástica - Dos etapas de transformación inducidas por estrés a través de una Fase-R	ProFile Vortex ProFile GT Series X ProTaper Next Reciproc WaveOne
CM-Wire	Martensita con cantidades variables de austenita y Fase-R - Efecto de memoria controlada - Deformable, pseudo plástica - Efecto de memoria de forma - Flexibilidad superior	Hyflex CM THYPOON Infinite Flex NiTi Files V-Taper 2H Hyflex EDM
Tratamiento térmico Gold	- Resistencia a la fatiga cíclica mejorada	ProTaper Gold WaveOne Gold
Tratamiento térmico Blue	- Mayor ángulo de rotación en fractura - Torque máximo menor	<u>Trunatomy</u> Vortex Blue Reciproc Blue
Max-Wire	Martensita (20°C), Austenita (35°C) - Efecto de memoria de forma - Súper elástica	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

Separación de instrumentos endodónticos

La separación de instrumentos endodónticos dentro del canal radicular es un percance desafortunado que puede dificultar el tratamiento de conducto afectando sus resultados. La causa de separación de instrumentos es compleja ya que involucra la interacción entre fuerzas: torsionales, cíclicas; y factores predisponentes: como anatomía del sistema de conductos, número de usos del instrumento, torque, velocidad, ausencia de glide path, etc (Bahcall et al, 2005). Debido a esto la composición y diseño de instrumentos endodónticos ha estado en constante modificación con el objetivo de obtener un mejor desempeño y menos efectos indeseados como la separación de los mismos. Contrario a lo esperado, con la llegada de las aleaciones NiTi no hubo una disminución en la incidencia de instrumentos separados; por el contrario, esta aumentó. Para instrumentos de acero inoxidable se ha reportado una incidencia entre 0.25%-6% de incidencia de separación; mientras que en instrumentos NiTi la tasa de separación esta entre 1.3%-10% incluso al ser usado en manos de expertos (Iqbal et al, 2006).

Impacto de instrumentos separados retenidos en el resultado del tratamiento de conductos

Cuando un instrumento se separa dos factores principales se deben evaluar para mejorar el resultado del tratamiento a largo plazo. La primera es la presencia de un metal dentro del conducto y la posibilidad de corrosión del mismo. Se ha reportado que la presencia de fragmentos de acero inoxidable son inertes y no mostraron corrosión después de dos años dentro del canal. Aunque la información al respecto tanto para acero inoxidable como NiTi es limitada (Eleazer, 1991). El segundo factor es que los instrumentos separados bloquean el acceso al foramen apical y esto compromete tanto la efectividad de limpieza como el procedimiento de conformación. Strindberg reporto una

disminución del 19% en la tasa de curación apical cuando había instrumentos separados presentes comparado con casos control sin instrumentos. Hay que tomar en cuenta que este estudio se realizó en 15 casos donde 4 tenían lesión periapical pre existente donde de por si hay un pronóstico reducido por dicha condición (Strindberg, 1956).

Por otro lado, un estudio de Grossman (66 casos 2 años seguimiento) determinó que cuando hay lesiones peri apicales y presencia de instrumentos separados la tasa de éxito disminuye considerablemente al 47%; mientras que en casos de instrumentos periapicales en pulpas necróticas y vitales sin lesión hubo un resultado favorable con una tasa de éxito del 89%. En conclusión, los instrumentos separados afectan el resultado del tratamiento cuando hay presencia de lesión peri apical. Fox et al (304 casos 7 años seguimiento) coincidió con lo anterior reportando que los instrumentos separados pueden funcionar efectivamente como parte del material de relleno; pero se debe tomar en cuenta que el 67% de instrumentos se separaron en canales que ya estaban preparados y listos para obturar; siendo este otro factor determinante en el pronóstico (Madarati, Hunter & Dummer, 2013).

Un estudio más reciente de Spili et al evaluó la influencia de instrumentos NiTi separados en el pronóstico. Constó de 146 casos para cada grupo (instrumentos/control) La tasa general de reparación fue de 92% para instrumentos separados y 95% para grupo control. Además, en casos con lesión periapical preoperatoria la tasa disminuyó para ambos grupos, 86,7% y 92,9% respectivamente. (Madarati, Hunter & Dummer, 2013).

Tabla 2 Pronóstico retiro instrumentos separados en base a diversas condiciones.

Momento de la instrumentación	Inicio	-
	Final	+
Estado Pulpar	Vital	+
	Necrótico	-
Lesión periapical	Con	-
	Sin	+
Tercio separación	Cervical y medio	+
	Apical	-
Tipo de canal	Amplio/ovalado/recto	+
	Estrecho/circular/curvo	-
Longitud fragmento	Corto (<5mm)	-
	Largo (=5mm)	+
Calibre instrumento	Mayor calibre	+
	Menor calibre	-
Posición en relación curvatura	Antes	+
	Después	-
Tipo de diente	Uniradicular	+
	Multiradicular	-

*Los signos + indican que hay un mejor pronóstico mientras que los – que hay un peor pronóstico.

Esta información permite concluir que la separación de un instrumento no reduce el pronóstico del mismo pero complica la desinfección adecuada y el sellado hermético del sistema de conductos. El pronóstico de dientes con instrumentos separados depende de múltiples factores como: presencia de lesión, presencia de microorganismos en el canal al momento de la separación y de la calidad de obturación. Particularmente, en casos donde la separación del instrumento esta combinada con la presencia de una lesión, el pronóstico del diente se compromete solo si se impide la desinfección adecuada (Vouzara et al, 2018).

Causas de separación

La separación de instrumentos puede ser resultado principalmente de fatiga torsional, fatiga cíclica/flexural o una combinación de ambas (Mecholsky et al, 2020).

Fatiga Cíclica: esta se debe a la fatiga del metal como tal. Se da cuando el instrumento no se atasca al canal, por el contrario, gira libremente en una curvatura,

generando ciclos de tensión-compresión en el punto de máxima flexión, hasta que se da la fractura (Plotino et al, 2009).

Ya que el instrumento se mantiene en una posición estática y gira continuamente, la mitad de su eje que está en el exterior de la curva es sometida a tensión, mientras que la mitad que está en el interior de la curva está en compresión. Este ciclo repetido de tensión y compresión es causado por la rotación del instrumento dentro de canales curvos, lo que aumenta la fatiga cíclica de este con el tiempo y da lugar a su fractura (Plotino et al, 2009).

La fatiga del material es una causa importante de separación de instrumentos rotatorios durante el uso clínico. Varios estudios clasifican el tipo de fallo de la mayoría de instrumentos como falla por flexión; lo cual reafirma que la fatiga es el mecanismo predominante de falla. En un estudio de Cheung y colaboradores establecieron que el 93% de instrumentos fallaron debido a fatiga cíclica (Cheung et al, 2005).

Además, se ha informado que la tasa de formación de grietas en aleaciones NiTi por fatiga es significativamente mayor que en otros materiales similares. Por lo tanto, una vez iniciada la micro fisura esta puede propagarse rápidamente causando una falla catastrófica del instrumento sin signos perceptibles de deformación catastrófica (Plotino et al, 2009).

Fatiga torsional: ocurre cuando la punta del instrumento queda bloqueada o atrapada en el canal mientras el vástago sigue girando. Cuando ocurre esto se excede el límite elástico del metal por el torque ejercido por la pieza de mano, lo que conlleva a la

fractura de la punta. Los instrumentos que se fracturan por torsión generalmente presentan defectos específicos como deformación plástica (Plotino et al, 2009).

La falla por torsión puede ser causada por el uso de demasiada fuerza apical durante la instrumentación u otros factores contribuyentes como el tamaño del canal. Por lo tanto, la fatiga torsional ocurre con más frecuencia en canales estrechos u obliterados mientras que la fatiga cíclica en canales con curvaturas severas (Alapati et al, 2005).

Trunatomy

Trunatomy es una nueva generación de instrumentos rotatorios lanzado por Dentsply. Consta de instrumentos rotatorios pre empacados y pre esterilizados; los cuales están diseñados para producir una preparación con máxima preservación de la dentina peri cervical (Van de Vyver et al, 2019). La importancia de preservar la zona peri cervical se debe a que, a mayor remoción dentinaria en esa zona durante la conformación, menor resistencia a la fractura del diente. La porción peri cervical es aquella que se extiende 4 mm por debajo y sobre el hueso alveolar; siendo considerada como la más susceptible a la fractura por fuerzas oclusales (Zinge & Patil, 2017). Por lo tanto, la dentina peri cervical ha mostrado ser una estructura vital, responsable de la resistencia a la fractura del diente. Es fundamental elegir con precaución el sistema de instrumentación, tomando en cuenta que el uso de instrumentos rotatorios con gran conicidad a nivel cervical puede generar remoción innecesaria de la dentina peri cervical (Arora et al, 2015).

El fabricante de Trunatomy afirma que este sistema ofrece al clínico simplicidad, seguridad y mejora la eficiencia de corte y propiedades mecánicas en comparación con generaciones previas de instrumentos rotatorios. Estos instrumentos se fabrican a partir

de un alambre de 0,8mm de diámetro el cual es más pequeño en comparación con el diámetro de 1,1mm de otros instrumentos rotatorios convencionales (Van de Vyver et al, 2019). Una vez dada la forma de los instrumentos estos son sometidos a tratamientos térmicos para brindarles mayor flexibilidad. La flexibilidad dada por el tratamiento térmico se complementa con la flexibilidad inherente del instrumento debido a su diseño de estrías y el diámetro máximo de la estría, el cual es mucho más pequeño (Van de Vyver et al, 2019).

El proceso térmico post fabricación de Trunatomy da como resultado un instrumento con propiedades de metal NiTi con súper elasticidad. Debido a las propiedades súper elásticas de este tipo de alambre, las limas Trunatomy pueden estar ligeramente curvas cuando se retiran de un canal curvo ya que este es un alambre con memoria reducida; es decir, tiene menos memoria en comparación con un alambre NiTi convencional o M-Wire. Por lo tanto, la lima seguirá la forma natural del canal generando menos deformación del mismo (Van de Vyver et al, 2019).

Otra ventaja de esta memoria reducida es que en casos de difícil acceso en línea recta se puede pre curvar el instrumento para facilitar su inserción en los canales. Adicionalmente, todos los instrumentos del sistema tienen un mango de menor longitud, 9.5mm, para mejorar el acceso en línea recta y la colocación del instrumento en el canal (Van de Vyver et al, 2019). Los instrumentos de preparación tienen su mayor conicidad en apical; están diseñados para dar un tamaño apical cercanos a los instrumentos más usados. La conicidad de los instrumentos es regresiva a medida que avanzan coronalmente lo que permite que cada instrumento mantenga un diámetro máximo de estría de 0.8mm (Van de Vyver et al, 2019).

El sistema comprende: Orifice Modifier, Glider y tres instrumentos de conformación para diferentes aplicaciones clínicas. Todos los instrumentos Trunatomy están diseñados para funcionar en rotación continua a 500 RPM con torque de 1.5 Ncm (Van de Vyver et al, 2019).

Orifice Modifier: se caracteriza por una sección transversal triangular, 7.5 mm de estrías cortantes activas en un vástago de 16 mm. Tiene un tamaño de punta ISO de 20 mm con conicidad fija de 0.08. Su principal función es modificar el orificio de entrada del canal de manera conservadora mientras mantiene la anatomía coronal y crea un receptáculo ideal para la introducción de instrumentos de patencia y preparación (Van de Vyver et al, 2019).

Entre las ventajas de este instrumento están: una parte activa más corta comparada con 14.5 mm de otros abridores, mango más corto en comparación con otros de 11 mm, además se usa con 2-3 movimientos de picoteo de 2-5mm de amplitud en lugar de movimientos de cepillado. Este instrumento permite el ensanchamiento del orificio de entrada más conservador y menos agresivo con disminución del riesgo de sobre preparación del tercio cervical (Van de Vyver et al, 2019).

Glider: está disponible en longitudes de 21mm, 25mm y 31mm. Su sección transversal es un paralelogramo centrado. La punta tiene un diámetro ISO de 17 con una conicidad promedio de 0.02 con 14 mm de parte activa. El instrumento está diseñado con una conicidad variable regresiva que asegura un diámetro máximo de estría de 0.8mm (Van de Vyver et al, 2019).

Preparación: hay tres instrumentos para preparación con diferente diámetro de punta. Todos están disponibles en longitud de 21mm, 25mm y 31mm; además tienen una parte activa de 16mm y una sección transversal de paralelogramo descentrado (Van de Vyver et al, 2019).

- Prime (color rojo): está indicado para la mayoría de casos tiene una punta de diámetro 26 con conicidad regresiva 0.04.
- Medium (color verde): usada en situaciones donde se desea mayor diámetro apical. Tiene una punta de diámetro 36 con conicidad regresiva 0.03.
- Small (color amarillo): se usa en canales extremadamente curvos donde prime no es capaz de alcanzar la longitud de trabajo fácilmente o en casos donde la preparación del glide path fue difícil. Tiene una punta de diámetro 20 con conicidad de 0.04 (Van de Vyver et al, 2019).



Imagen 19 Instrumentos del Sistema Trunatomy

Hyflex CM

Hyflex CM (HCM, Coltene-Whaladent) es un sistema rotatorio fabricado con un método especial de tratamiento termo mecánico que resulta en un alambre CM-Wire el

cual brinda memoria controlada al material. Esto da como resultado instrumentos con mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga sin la memoria de forma de instrumentos NiTi convencionales (Uslu, Özyürek & Yılmaz, 2018). Esta aleación tratada térmicamente, en conjunto con las características de diseño distintivas del instrumento, mejora la flexibilidad de los mismos. Además, su memoria controlada permite mejor mantenimiento de la anatomía original del canal mejorando la eficacia de los instrumentos (Elnaghy, Elsaka & Mandorah, 2020). Otra de sus características es que el instrumento retoma su forma original después de la esterilización (HyflexCM brochure). Presenta punta inactiva, taper variable y sección transversal triangular con excepción de los instrumentos 20/.04 y 25/.04 que tiene una sección cuadrangular (Elnaghy et al, 2020).

Los estudios clínicos y experimentales han indicado que los instrumentos Hyflex CM tienen excelente resistencia a la fatiga cíclica. La memoria controlada ayuda al instrumento a mantener la forma del canal incluso cuando está fuera del mismo. Esta propiedad ayuda a evitar errores de procedimiento como la formación de escalones, transportaciones, perforaciones, etc. La flexibilidad extrema y la conicidad reducida de las limas las hace muy útiles en casos de canales con curvaturas (Singh & Kapoor, 2016).

Una combinación única con diseño de 3-4 estrías se ha incorporado en este instrumento para brindar un desempeño y resistencia óptimos. Además, estos instrumentos pueden ser pre curvados antes de ingresar al canal, de manera similar a las limas de acero inoxidable. Hyflex CM responde a la presión, torque y resistencia con un estiramiento o abertura de los espirales (Al-Sudani, 2014).

Hyflex CM tiene otra ventaja en comparación con instrumentos NiTi convencionales y es que dan una “señal de alerta” antes de romperse similar a lo que ocurre con limas de acero inoxidable. Los instrumentos Hyflex CM tienen la característica única de re entorchar el instrumento después de la esterilización (Al-Sudani, 2014). Los instrumentos deben ser inspeccionados antes y después de su uso. Si el instrumento no retoma su forma original tras la esterilización, eso indica que debe ser descartado. Este es un criterio útil para que los clínicos decidan cuando descartar un instrumento (Al-Sudani, 2014).

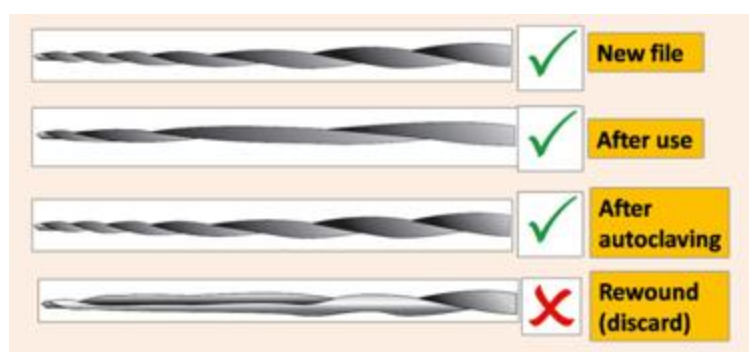


Imagen 20 Recuperación de forma tras esterilización Hyflex CM

Las limas Hyflex CM pueden ser usadas en técnica corono apical, step back o lima única que es la recomendada por el fabricante. Se operan a 500 RPM y hasta 2,5 Ncm. Los instrumentos Hyflex CM vienen en longitudes de 21 mm, 25 mm y 31 mm (HyflexCM brochure). El sistema cuenta con varios instrumentos detallados a continuación:

- Abridor: 25/0.08
- Preparación:
 - o 15-60/0.04
 - o 20-40/0.06

Se pueden adquirir en paquetes de 6 unidades iguales para cada diámetro o en secuencia de 6 instrumentos distintos (HyflexCM brochure).



Imagen 21 Instrumentos Hyflex CM

Tabla 3 Resumen características de Trunatomy y Hyflex CM

Sistema	Trunatomy	Hyflex CM
Fabricante	Dentsply	Coltene
Velocidad	500 rpm	500 rpm
Torque	1.5 Ncm	2.5 Ncm
Aleación	Gold	CM-Wire
Tratamiento Térmico	Si	Si
Super elasticidad	Si	Si
Memoria Controlada	No	Si
Memoria Reducida	Si	Si
Sección Transversal	Paralelogramo descentrado	Cuadrangular
Tipo de Rotación	Continua	Continua
Tipo de Taper	Regresiva	Variable
Recuperación forma tras esterilización	No	Si
Diámetro Alambre	0.8mm	1,2mm
Tamaño mango	9.5mm	11mm

Microscopio Electrónico de Barrido

El microscopio electrónico de barrido ha sido una herramienta útil en investigación por mucho tiempo. En el área de odontología ha contribuido en la publicación de artículos desde 1962. En la actualidad la mayoría de laboratorios de investigación tienen su propio microscopio electrónico de barrido y este ha mejorado significativamente las técnicas de investigación (Paradella & Bottino, 2012).

El MEB o SEM (Scanning Electron Microscopy) permite visualizar imágenes en grandes magnificaciones desde 50x hasta 10000x e incluso más. En este dispositivo un haz de electrones escanea la superficie de la muestra y produce una variedad de señales cuyas características dependerán de muchos factores incluyendo la energía del haz de electrones y la naturaleza de la muestra. Esto se debe a que el haz de electrones golpea la muestra y la respuesta es recolectada por un detector (Paradella & Bottino, 2012).

En endodoncia el MEB se usa principalmente para evaluar filtración bacteriana dentro del canal radicular, formación de biofilm bacteriano; también para evaluar patrones de fractura de postes, instrumentos, y cementos de obturación. Además, es útil para el análisis topográfico de la superficie de dentina después de las diferentes técnicas de instrumentación rotatoria o de activación de irrigantes. El MEB es de suma importancia cuando se analiza cementos ya que permite medir y analizar la grieta entre la pared de dentina y el material de obturación (Paradella & Bottino, 2012). El uso del MEB en endodoncia permite la visualización de estructuras de diferentes grosores sin alterar el enfoque. Adicionalmente las imágenes del MEB se obtienen en escala de grises por lo que el color de la dentina o instrumentos metálicos no influye al momento de obtener el enfoque adecuado como pasa por ejemplo con el estereomicroscopio (Paradella & Bottino, 2012).

METODOLOGÍA Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Diseño

El presente es un estudio experimental, comparativo in vitro en el cual se determinó la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de dos sistemas de instrumentación rotatorios de níquel titanio con diferente tratamiento térmico. Esto se realizó usando un dispositivo para prueba de fatiga cíclica dinámica, con cubos de acero inoxidable, los cuales permitieron registrar el número de ciclos de fallo. Durante las pruebas de fatiga los instrumentos fueron rotados usando los valores de velocidad y torque recomendados por el fabricante hasta que se produzca su separación. Además, los fragmentos separados se midieron para establecer la medida promedio de fragmentos; y se analizaron bajo microscopio electrónico de escaneo para detectar diferencias topográficas. Todas las pruebas de fatiga cíclica dinámica se llevaron a cabo por un mismo operador al igual que el registro de datos.

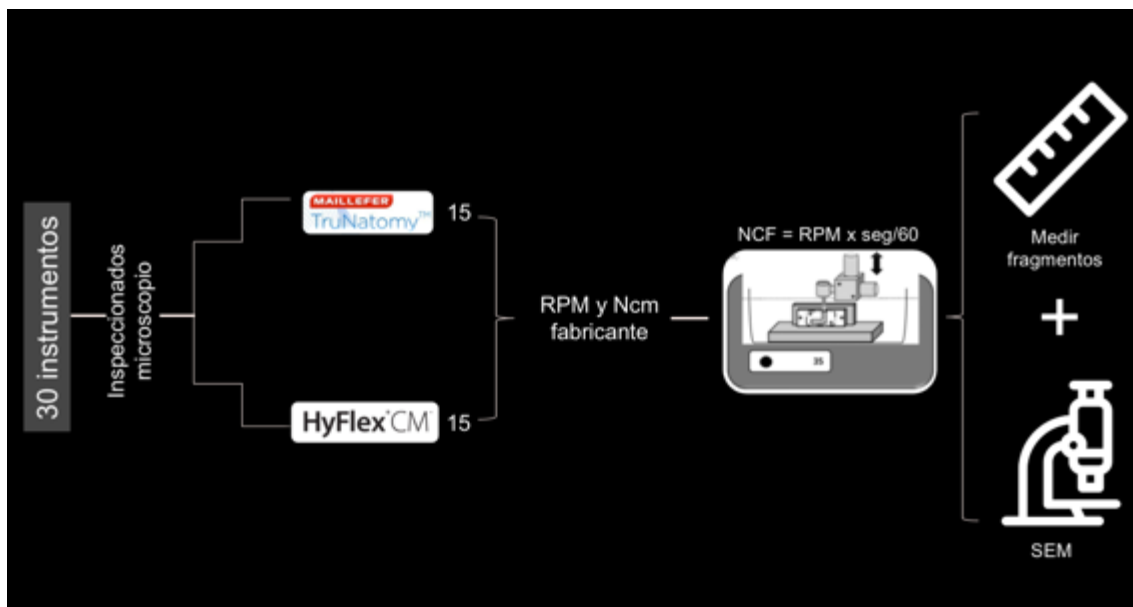


Imagen 22 Esquema de resumen metodología

Tamaño y selección de la muestra

El tamaño de muestra fue determinado en base a un muestreo no probabilístico a conveniencia basado en artículos de Riyahi et al, 2020; Higuera et al, 2015 y Keskin et al 2015; donde se estableció un tamaño de muestra de $n= 15$ instrumentos por cada sistema. Se incluyó un total de 30 instrumentos; 15 Trunatomy primary 26/0.04 y 15 Hyflex CM 25/0.04

Para la selección de la muestra primero se realizó la etapa de pre selección de instrumentos mediante una inspección minuciosa de los mismos bajo microscopio dental con magnificación 20x para descartar la presencia de defectos y/o irregularidades superficiales. Ningún instrumento presento defecto alguno.



Imagen 23 Fotografías de instrumentos obtenidas con microscopio dental para descartar presencia de defectos superficiales. A. Trunatomy. B. Hyflex CM.

Adicionalmente, se corroboró la longitud de 25.00 mm para cada instrumento con un calibrador digital y todos cumplieron con esta medida.



Imagen 24 Medición longitud de instrumentos con calibrador digital

Los instrumentos seleccionados para ambos sistemas fueron del mismo lote debido a que aún no están a la venta en el país y esto dificultó conseguir diferentes lotes.



Imagen 25 Instrumentos seleccionados grupo Trunatomy



Imagen 26 Instrumentos seleccionados grupo Hyflex CM



Imagen 27 Blister instrumentos TruNatomy



Imagen 28 Blister instrumentos Hyflex CM

Prueba de fatiga cíclica dinámica

Treinta instrumentos ($n=15/\text{sistema}$) se usaron para evaluar la resistencia a fatiga cíclica dinámica. La prueba se realizó en canales artificiales de 19 mm fabricados en cubos de acero inoxidable con un ángulo de curvatura de 75° y radio de curvatura de 5 mm. Los canales tenían una conicidad variable de 0,04 con un orificio de entrada de 1 mm y un orificio apical de 0.5 mm de diámetro. Adicionalmente, en el extremo apical del canal artificial se diseñó un área circular de 4 mm de diámetro como entrada y receptáculo para el irrigante. En total se diseñaron 4 cubos de acero inoxidable, dos para cada sistema, cada uno con dos canales artificiales. Se usó un mismo canal por cada 4 instrumentos.

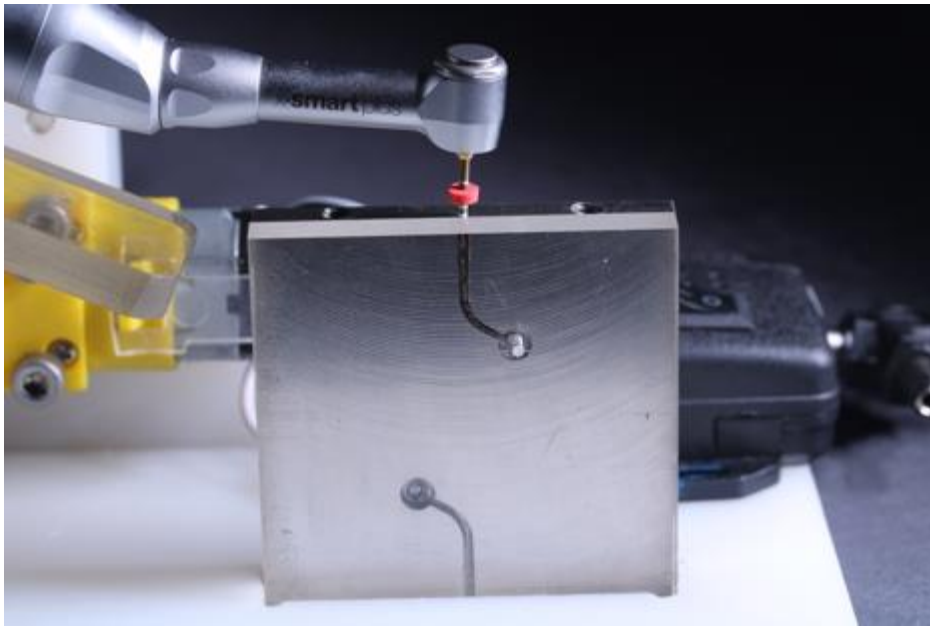


Imagen 29 Canales artificiales de acero inoxidable y placa protectora de acrílico



Imagen 30 Canales artificiales Trunatomy



Imagen 31 Canales artificiales Hyflex CM

Los canales artificiales fueron cubiertos con una placa de acrílico para evitar deslizamiento del instrumento durante la prueba, y que el fragmento separado se desplace fuera del canal artificial. La placa de acrílico contaba con un orificio que coincidía con la ubicación del área circular en el canal artificial; esto permitió que durante la prueba de fatiga cíclica dinámica se realice irrigación constante. Adicionalmente se usó una pinza metálica para sellar la unión entre el cubo y la placa acrílica.



Imagen 32 Placa de acrílico Trunatomy



Imagen 33 Placa de acrílico Hyflex CM

Dispositivo Fatiga Cíclica Dinámica

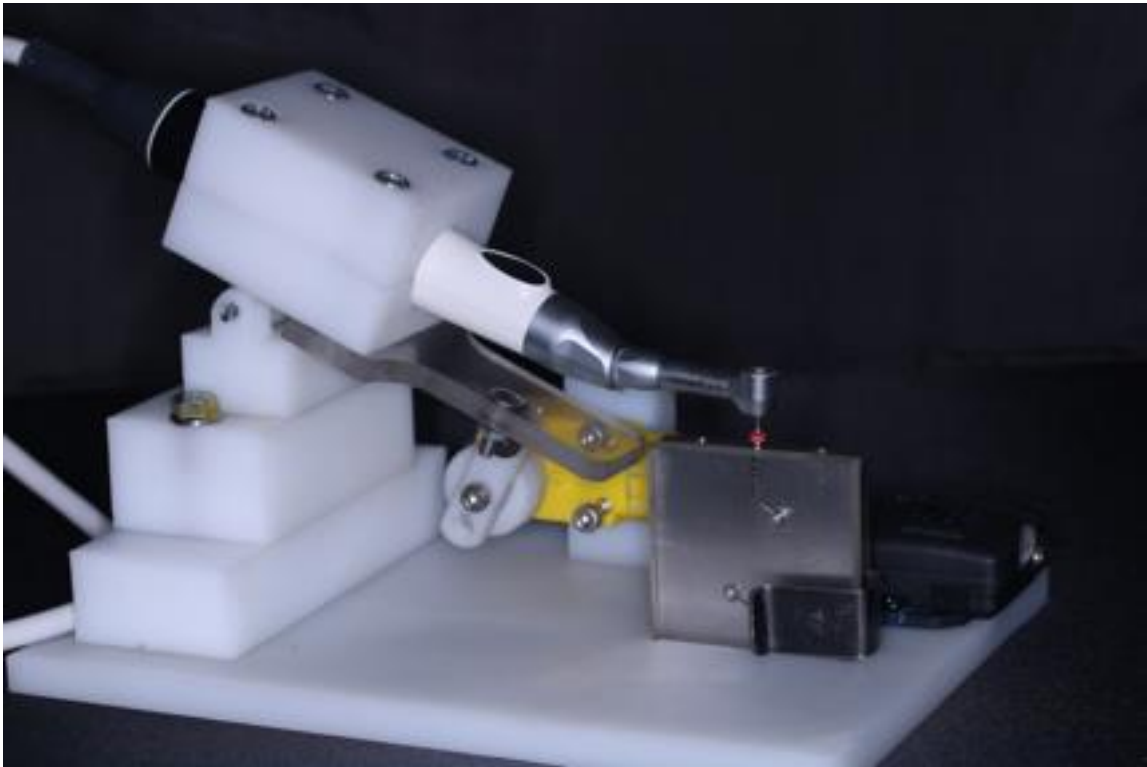


Imagen 34 Dispositivo de fatiga cíclica vista frontal



Imagen 35 Dispositivo de fatiga cíclica vista posterior

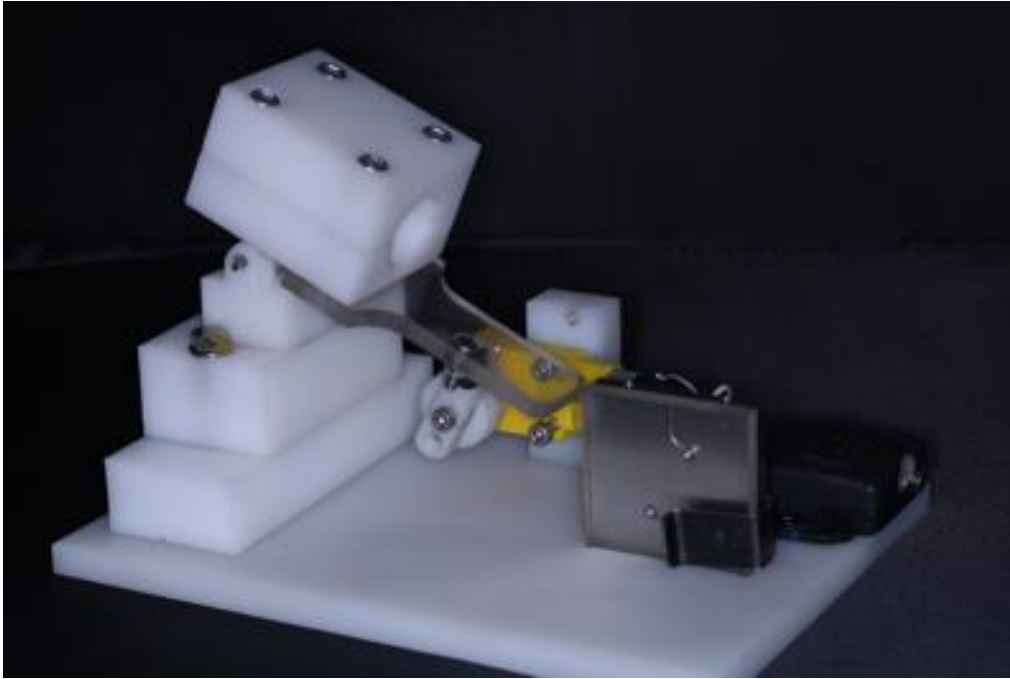


Imagen 36 Dispositivo de fatiga cíclica sin motor

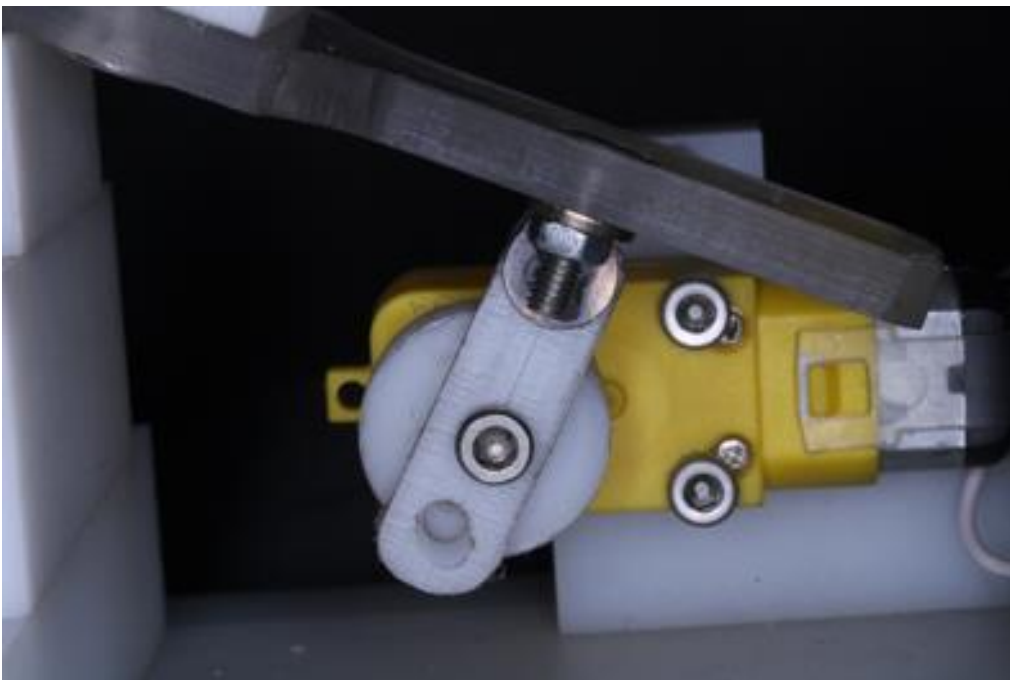


Imagen 37 Mecanismo de movimiento dinámico del dispositivo de fatiga cíclica

El dispositivo se diseñó por la autora y consto de varias partes. En primer lugar, una base rectangular sobre la cual estaban fijas todas las piezas. También un soporte para la pieza de mano que estaba conformado de dos piezas las cuales fueron diseñadas a la

medida de la pieza de mano. Este soporte permitió colocar los instrumentos en una posición precisa y reproducible; además la mantenía fija en dicha posición mediante cuatro tornillos en la parte superior del soporte. También se diseñó una ranura especial para colocar el cubo y placa acrílica; en esta se ubicaba el cubo con su respectiva placa por delante. En la parte inferior de la base contaba con dos perforaciones que permitían colocar tornillos para así fijar el cubo y evitar cualquier movimiento durante la prueba de fatiga.

Una vez posicionada la pieza de mano y colocado el respectivo instrumento se procedía a la prueba de fatiga cíclica dinámica. Dicha prueba fue posible mediante un engranaje especial que estaba conectado al soporte de la pieza de mano y a su vez a un motor eléctrico. El engranaje tenía el objetivo de generar el movimiento dinámico del dispositivo ya que al ser activado el motor eléctrico se producía un movimiento de picoteo de 3 mm de amplitud. Por lo tanto, al encender el motor endodóntico en conjunto con el motor eléctrico el instrumento giraba dentro del canal y simultáneamente la pieza de mano realizaba el movimiento de entrada y salida.

Desde que el instrumento iniciaba su rotación se realizó irrigación constante con NaOCl al 5,25% a una velocidad de 5ml/min. Durante cada prueba se registró con un cronometro el tiempo transcurrido hasta la fractura de los instrumentos; además, para obtener un registro exacto del momento de separación se grabó cada prueba con cámara fotográfica profesional y lente macro.

Todos los instrumentos fueron probados usando un motor endodóntico X-Smart Plus con contra ángulo de reducción 16:1 a la velocidad y torque indicado por el

fabricante hasta la separación de los mismos dentro del canal. Para Trunatomy se usó una velocidad de 500 RPM y torque de 1.5 Ncm; mientras que para Hyflex CM 500 RPM y 2.5 Ncm. El tiempo hasta la separación fue registrado en segundos.

Finalmente se calculó el número de ciclos de fractura (NCF) multiplicando el tiempo requerido (en segundos) por la velocidad rotacional dividido para 60. Un solo operador llevo a cabo las pruebas de todos los instrumentos.

Longitud y microscopio electrónico de escaneo

Una vez completadas las pruebas de fatiga cíclica dinámica, la longitud de todos los fragmentos se midió con un calibrador digital y se verificó basada en el diámetro estimado del instrumento hasta el punto de fractura.



***Imagen 38** Medición longitud de fragmentos con calibrador digital*

Instrumentos seleccionados de cada grupo fueron montados en microscopio electrónico de escaneo y visualizados en magnificación 500x-2kx para observar diferencias topográficas entre grupos y características respecto a la superficie fracturada. Antes de ser llevados al microscopio se limpió los instrumentos con alcohol absoluto y se los dejó secar al ambiente para eliminar debris en sus estrías.

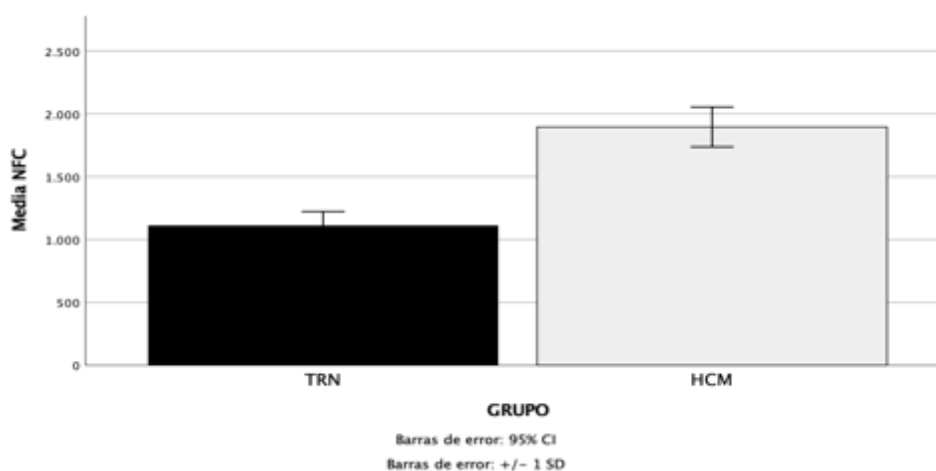
RESULTADOS

Para los datos de número de ciclos de falla y longitud de fragmentos se probó la suposición de normalidad usando la prueba de Shapiro Wilk que dio como resultado valores $\alpha > 0,05$ tanto para TRN como para HCM. Posterior a esto se realizó la comparación entre grupos mediante una prueba T-Student con un nivel de significancia del 5% ($\alpha < 0,05$) la cual determinó que si hubo diferencia significativa entre los grupos en relación al NCF. Por otro lado, no hubo diferencia significativa en relación a la longitud de fragmentos ($\alpha > 0,05$). Adicionalmente se calculó la media y desviación estándar para valores de NCF y longitud de fragmentos. Todos los análisis estadísticos se llevaron a cabo en el programa SPSS Statistics versión 25.

Tabla 4 Media y desviación estándar de NCF y longitud fragmentos. T-Student valor p

Instrumentos probados	NCF \pm Desviación estándar	Longitud fragmentos \pm Desviación estándar	T-student NCF (p<0,05)	T-student longitud fragmentos (p<0,05)
TRN 26/.04	1112,22 \pm 110,05	4,14 \pm 0,34	0,0001	0,55
HCM 25/.04	1895,00 \pm 158,29	4,24 \pm 0,57		

Imagen 39 Valores de número de ciclos de falla (NCF) de los grupos estudiados. TRN (negro), HCM (gris)



En la tabla 3 se presentan los valores de media y desviación estándar de NCF y longitud de fragmentos para cada grupo. Mientras mayores son los valores de NCF incrementa la resistencia a la fatiga cíclica dinámica. Los instrumentos HCM se asociaron con valores mayores de resistencia a la fatiga cíclica mientras que los valores de TRN presentaron menores valores, habiendo una diferencia significativa entre ambos grupos. No hubo diferencia significativa en la longitud media de los fragmentos separados. Estos resultados permitieron determinar que HCM tiene una mayor resistencia a la fatiga cíclica que TRN por lo tanto se rechaza la hipótesis nula que planteaba que no habría diferencia significativa entre sistemas respecto a su resistencia a la fatiga cíclica dinámica.

Las imágenes del microscopio electrónico de barrido revelaron características típicas de fractura por fatiga cíclica, con múltiples hoyuelos en la superficie fracturada los cuales son típicos de fractura dúctil. También se observó las zonas de iniciación de la grieta localizadas en el borde cortante.

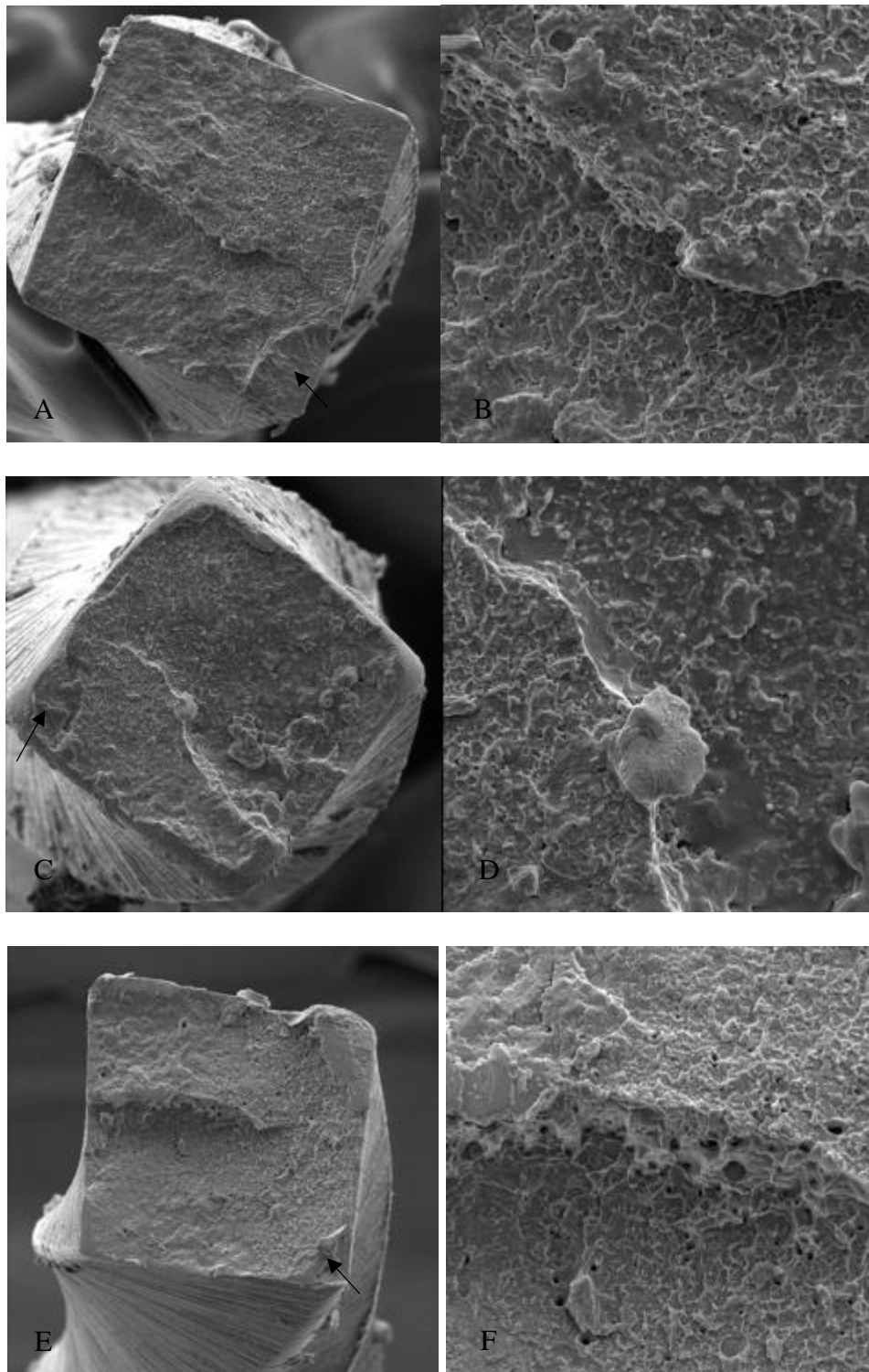


Imagen 40 Imágenes obtenidas con microscopio electrónico de escaneo de la superficie de instrumentos separados. (A-D)Hyflex CM, (E-F) Trunatomy. En la columna izquierda (magnificación 150x), las flechas indican la zona de iniciación de la grieta. En la columna derecha (magnificación 2kx) se observan hoyuelos característicos de fractura flexural que involucran toda la superficie, también se observan micro vacíos (puntos negros).

DISCUSIÓN

Existen múltiples factores que influyen en el comportamiento mecánico de instrumentos NiTi rotatorios entre los que se incluye el proceso de fabricación, sección transversal y tipo de tratamiento térmico de la aleación. En la práctica endodóntica es fundamental seleccionar el instrumento rotatorio apropiado que posea propiedades mecánicas mejoradas para así evitar la separación de instrumentos y por ende mejorar el resultado y pronóstico del tratamiento endodóntico (Elnaghy et al 2020).

El tratamiento térmico se usa comúnmente para mejorar la micro estructura y características de transformación de instrumentos NiTi con el objetivo de mejorar su desempeño durante la conformación del sistema de conductos, incluyendo la resistencia a la fatiga cíclica (Elnaghy et a, 2020).

El presente estudio comparó la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de instrumentos endodónticos con diferente tratamiento térmico que tienen valores de diámetro y conicidad pequeños que tienen el objetivo de realizar tratamientos endodónticos mínimamente invasivos y preservar la dentina pericervical. Se prefirió el sistema Hyflex CM para ser comparado con Trumatomy; en primer lugar, por sus características de diámetro de punta y conicidad 25/.04 las cuales son similares a instrumentos Trumatomy en este caso prime con tamaño 26/.04. Además, por que ambos son sistemas de rotación continua que operan con la misma velocidad. Por último, tanto Trumatomy como Hyflex CM son instrumentos que son sometidos a tratamientos térmicos como parte de su manufactura; que a pesar de ser diferentes dan características

equivalentes a los sistemas; en el caso de Hyflex CM memoria controlada, mientras que en Trunatomy memoria reducida.

Las pruebas de fatiga cíclica dinámica se llevaron a cabo en canales artificiales de acero inoxidable fabricados en base a las dimensiones de los instrumentos probados, TRN y HCM respectivamente. Los canales artificiales eran ligeramente de mayor dimensión que los instrumentos para asegurarnos de que su separación sea solo por fatiga cíclica y no por fatiga torsional; ya que si el canal es muy estrecho el instrumento puede quedar atrapado en la porción apical y tener una separación por torsión (Plotino et al 2010).

El tamaño de la muestra se determinó en base a experimentos previos donde se sugiere el uso de 15 instrumentos por grupo. Además, estudios previos han establecido que la fabricación de canales artificiales es una excelente herramienta para probar la resistencia a la fatiga ya que el estrés al que se someten las limas dentro del canal artificial es similar al estrés al que se enfrentan clínicamente (Plotino et al 2010). Es importante entender que las pruebas de fatiga cíclica dinámica no replican exactamente las condiciones clínicas solo permiten evaluar propiedades mecánicas particulares de un determinado instrumento (Plotino et al, 2009).

Las pruebas de fatiga cíclica pueden realizarse en modelos estáticos y dinámicos. En el modelo estático el instrumento es operado a una longitud constante dentro del canal sin que exista movimiento en dirección axial. Por otro lado, en el modelo dinámico se realizan movimientos de entrada y salida del instrumento en el canal artificial; es decir la lima entra y sale del punto de máxima curvatura. El modelo dinámico tiene el objetivo de simular el uso de los instrumentos rotatorios en pacientes. (Uslu et al, 2020).

En el modelo estático los instrumentos se someten a mayor estrés de tensión y compresión ya que dicho estrés se concentra en una sola área del instrumento lo que reduce el número de ciclos de fallo. Por otro lado, en la prueba dinámica el estrés está distribuido sobre un área más amplia del eje del instrumento debido al movimiento de entrada y salida en el canal (Elnaghy et al, 2020). En este estudio se usó un modelo de prueba de fatiga cíclica dinámica con un movimiento axial de 3 mm de amplitud ya que se ha reportado que este modelo simula el uso clínico de una manera más realista que el modelo estático (Elnaghy et al, 2020). Se decidió que el movimiento dinámico sea mecanizado y no manual para que sea exacto y reproducible.

Dicho estudio se realizó con irrigación a temperatura ambiente en lugar de a temperatura corporal. A pesar de que hacerlo a temperatura corporal es lo ideal, esto añade mayor complejidad al estudio ya que el dispositivo como tal no permite un ambiente para controlar la temperatura durante la irrigación (Peters et al, 2020).

En este estudio los valores de resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos comparados fueron significativamente diferentes, por lo tanto, se rechazó la hipótesis nula. De acuerdo con los resultados obtenidos, los instrumentos Hyflex CM tienen una mayor resistencia a la fátiga cíclica. Estudios previos han demostrado que el tipo de tratamiento térmico aplicado a los instrumentos puede afectar su resistencia a la fatiga cíclica. Por lo tanto, el tratamiento térmico aplicado a HCM puede contribuir con su resistencia superior a la fatiga (Gündoğar et al, 2020).

La aleación CM-Wire que se usa para fabricar HCM explica su mayor resistencia a la fatiga en comparación con TRN que cuenta con una aleación gold. Esto se debe a que CM-Wire es una aleación con mayor fase martensítica en que la aleación gold, que a pesar de ser altamente martensítica en comparación con otros tipos de aleaciones, es más austenítica que CM-Wire (Gündoğar et al, 2020).

Múltiples estudios también han relacionado el diámetro de los instrumentos con su resistencia a la fatiga cíclica. Un estudio de Pedula y colaboradores, reportó que un incremento en el diámetro de instrumentos disminuye su resistencia a la fatiga cíclica (Pedula et al, 2017). Por lo tanto, la punta ligeramente más grande de instrumentos TRN prime, 0.26mm, en comparación con la de HCM, 0.25mm, probablemente fue un factor que disminuyó la resistencia a la fatiga cíclica de TRN.

A pesar de que la literatura sobre Trunatomy aún es escasa, y sobre todo contradictoria, los resultados de este estudio coinciden con otros estudios previamente publicados. Gündoğar y colaboradores compararon la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de Trunatomy prime con Hyflex CM, VDW Rotate y 2Shape 25/.04; donde TRN tuvo los menores valores de NCF (1110.72 ± 144.32) siendo el grupo con menor resistencia a la fatiga cíclica. En el caso de HCM sus valores de NCF (1566.62 ± 173.25) fueron mayores que TRN, al igual que en este estudio. HCM fue el segundo sistema con mayor resistencia a la fatiga, precedido por VDW Rotate (Gündoğar et al, 2020).

De igual manera, Uslu y colaboradores compararon la resistencia a la fatiga cíclica estática de Trunatomy prime con Hyflex CM, VDW Rotate y 2Shape pero en canales artificiales de doble curvatura. Sus resultados también coinciden con el presente estudio

ya que TRN presento menor resistencia a la fatiga que HCM, con valores NCF en la curvatura apical de 329.75 ± 41.05 para TRN y 471.50 ± 55.05 para HCM. En el presente estudio los valores de NCF fueron mucho mayores que los obtenidos por Uslu y colaboradores; esto se explica por el tipo de canal que se utilizó ya que en canales con doble curvatura el instrumento es sometido a mayor estrés y por ende su resistencia a la fatiga será menor (Uslu et al, 2020).

En su estudio de 2020 Elnaghy y colaboradores también evaluaron la resistencia a la fatiga cíclica dinámica de Trunatomy con Hyflex CM, Vortex Blue y Flexmaster de diámetro 20/.04. En este caso HCM obtuvo un valor de NCF (1214.3 ± 81.5) mucho mayor que TRN (436.8 ± 55.1). Los valores de NCF fueron menores a los obtenidos en el presente estudio y esto puede atribuirse a que usaron un ángulo de curvatura mayor, de 90° , en comparación con el de 70° del presente estudio.

No hubo diferencia significativa en la longitud de los fragmentos entre grupos, esta fue muy similar, 4.14 ± 0.34 para TRN y 4.24 ± 0.57 para HCM. Los instrumentos se fracturaban aproximadamente en el centro de la curvatura o más abajo de la misma. Esto coincide con estudios previos (Elnaghy et al, 2018). La similitud entre grupos indica una región similar de máxima flexión además de confirmar la estandarización del dispositivo de fatiga (Keskin et al, 2018).

Las imágenes del microscopio electrónico de barrido revelaron características típicas de fractura por fatiga cíclica, con múltiples hoyuelos en la superficie fracturada los cuales son típicos de fractura dúctil. También se observó las zonas de iniciación de la grieta localizadas en el borde cortante.

CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio se concluye que el sistema de instrumentación HCM tiene una resistencia a la fatiga cíclica dinámica significativamente mayor que la de TRN en canales artificiales con curvatura de 75 grados y radio de 5mm.

Las electromicrofotografías obtenidas en el microscopio electrónico de barrido revelaron características típicas de fractura por fatiga cíclica que coinciden con resultados de estudios previos.

RECOMENDACIONES

Se recomienda tomar estos resultados con mucha precaución en la práctica clínica ya que no existe un factor único que determine la fractura de instrumentos en condiciones clínicas.

Tomando en cuenta los resultados obtenidos se puede recomendar el uso de sistemas con aleación CM-Wire, como Hyflex CM, en casos con curvaturas severas ya que permitirán una conformación adecuada del sistema de conductos manteniendo su anatomía y facilitando la negociación de curvaturas.

Además el riesgo de separación por fatiga cíclica de instrumentos con aleación CM-Wire será mucho menor en comparación con otras aleaciones disponibles en el mercado.

También es recomendable realizar estudios a futuro donde se pueda evaluar la resistencia a la fatiga torsional del instrumentos Trunatomy, ya que en dicho estudio se

tuvo limitaciones al momento de diseñar el dispositivo de fatiga torsional por la imposibilidad de adquirir un torquimetro.

De igual manera, es recomendable realizar nuevos estudios con un mayor número de muestra que la usada en este estudio y que evalúen diferentes ángulos, radios de curvatura.

REFERENCIAS

- AAE. (2020). *Glossary of Endodontic Terms* (10th ed.).
- Al-Sudani, D. (2014). Topographic Analysis of HyFlex® Controlled Memory Nickel–Titanium Files. *Journal Of International Oral Health*, 6(6), pp. 1-4.
- Alapati, S., Brantley, W., Svec, T., et al. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *Journal of Endodontics*. 31: pp. 40–3. doi: 10.1097/01.don.0000132301.87637.4^a
- Arora, V., Yadav, M., & Singh, S. (2015). Peri-Cervical Dentin (PCD) : A New Paradigm for Endodontic Success. *GLOBAL JOURNAL FOR RESEARCH ANALYSIS*, 4(7), 490-493.
- Bahcall, JK., Carp, S., Miner, M. & Skidmore, L. The causes, prevention, and clinical management of broken endodontic rotary files. (2005). *Dent Today*. 74(76). pp. 78–80.
- Buehler, W., Gilfrich, J., & Wiley, R. (1963). Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *Journal Of Applied Physics*, 34(5), pp. 1475-1477. doi: <https://doi.org/10.1063/1.1729603>
- Cheung GS., Peng B., Bian Z., et al. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*. 38:pp. 802–9. doi:[10.1111/j.1365-2591.2005.01020.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2005.01020.x)
- Chow, D., Stover, S., Bahcall, J., Jaunberzins, A., & Toth, J. (2005). An In Vitro Comparison of the Rake Angles Between K3 and ProFile Endodontic File Systems. *Journal Of Endodontics*, 31(3), pp. 180-182. doi: <https://doi.org/10.1097/01.don.0000137638.17882.ce>
- Cohen, S., & Hargreaves, K. (2016). *Vías de la pulpa* (11th ed.). Elsevier Science.
- Coltene. (2016). Hyflex CM Brochure. pp. 1-6.

- Diemer, F., & Calas, P. (2004). Effect of Pitch Length on the Behavior of Rotary Triple Helix Root Canal Instruments. *Journal Of Endodontics*, 30(10), pp. 716-718. doi: <https://doi.org/10.1097/01.don.0000125877.26495.69>
- Eleazer, PD. (1991). Lack of corrosion of stainless steel instruments in vivo by scanning electron microscope and microprobe analysis. *Journal of Endodontics*. 7. pp. 346–9. doi: 10.1016/S0099-2399(06)81704-8
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue resistance of one curve, 2Shape, ProFile vortex, vortex blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. (2018). *Journal of Endodontics*. 44(11): pp 1725–30.
- Elnaghy, A., Elsaka, S., & Elshazli, A. (2020). Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel–titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, pp.1-8. doi: 10.1111/aej.12396
- Elnaghy, A., Elsaka, S., & Mandorah, A. (2020). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of TruNatomy in single and double curvature canals compared with different nickel-titanium rotary instruments. *BMC Oral Health*, 20(1). doi: 10.1186/s12903-020-1027-7
- Ferreira, F., Adeodato, C., Barbosa, I., Aboud, L., Scelza, P., & Zaccaro Scelza, M. (2016). Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *International Endodontic Journal*, 50(2), pp.143-152. doi: 10.1111/iej.12613
- Gambarini, G., Grande, N., Plotino, G., et al. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, 34(8), pp. 1003–1005. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.05.007>
- Gündoğar, M., Uslu, G., Özyürek, T., & Plotino, G. (2020). Comparison of the cyclic fatigue resistance of VDW.ROTATE, TruNatomy, 2Shape, and HyFlex CM nickel-titanium

- rotary files at body temperature. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 45(3).
<https://doi.org/10.5395/rde.2020.45.e37>
- Gutmann, J., & Gao, Y. (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*, 45(2), pp. 113-128. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01957.x>
- Hargreaves, K., Goodis, H., Tay, F., & Seltzer, S. (2002). *Seltzer and Bender's Dental Pulp* (3rd ed.). Quintessence Publishing Co.
- Hashem, A., Ghoneim, A., Lutfy, R., Foda, M., & Omar, G. (2012). Geometric Analysis of Root Canals Prepared by Four Rotary NiTi Shaping Systems. *Journal Of Endodontics*, 38(7), pp. 996-1000. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.03.018>
- Hayashi, Y., Yoneyama, T., Yahata, Y., Miyai, K., Doi, H., Hanawa, T., Ebihara, A. & Suda, H. (2007). Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickeltitanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 40(4), pp. 247–53. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01203.x>
- Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y. (2015). Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *Journal of endodontics*. 41(7): pp. 1134-8. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.02.030>
- Hou, X., Yang, Y., & Qian, J. (2020). Phase transformation behaviors and mechanical properties of NiTi endodontic files after gold heat treatment and blue heat treatment. *Journal Of Oral Science*, 63(1), pp. 8-13. doi: <https://doi.org/10.2334/josnusd.19-0331>
- Iqbal, M., Kohli, M. & Kim, J. (2006). A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo

- database study. *Journal of Endodontics*, 32:pp. 1048–52. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2012.12.033>
- Johnson E., Lloyd A., Kuttler S. & Namerow K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 34, pp. 1406-9. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.07.029>
- Keskin, C., Inan, U., Guler, D., Kalyoncuoğlu, E. (2018). Cyclic Fatigue Resistance of XP-Endo Shaper, K3XF, and ProTaper Gold Nickel-titanium Instruments. *Journal of Endodontics*. doi:10.1016/j.joen.2018.04.005
- Kim, H. C., Kim, H. J., Lee, C. J., Kim, B. M., Park, J. K. & Versluis, A. (2009). Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *International Endodontic Journal*. 42(7). pp. 593–602. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01553.x>
- Koch, K. & Brave, D. (2004). Real World Endo Sequence File. *Dental Clinics Of North America*, 48(1), pp. 159-182. doi: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.11.004>
- Kuzekanani, M. (2018). Nickel–Titanium rotary instruments: Development of the single-file systems. *Journal Of International Society Of Preventive And Community Dentistry*, 8(5). pp. 386-90. doi: https://doi.org/10.4103/jispcd.jispcd_225_18
- Madarati, A., Hunter, M. and Dummer, P., (2013). Management of Intracanal Separated Instruments. *Journal of Endodontics*, 39(5), pp.569-581. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.12.033>
- Mecholsky, J., Barrett, A., Jones, C., Pace, K. & Nair, U. (2020). Fractographic analysis of separated endodontic file designs. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 31(11). doi: doi:10.1007/s10856-020-06432-3

- Otsuka K. & Ren X. (2008). Physical metallurgy of Ti–Ni based shape memory alloys. *Prog Mater Sci.* 50: pp. 511-678. doi: <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2004.10.001>
- Paradella, T., & Bottino, M. (2012). Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dental Science*, 15(2). <https://doi.org/10.14295/bds.2012.v15i2.798>
- Park, S., Cheung, G., Yum, J., Hur, B., Park, J., & Kim, H. (2010). Dynamic Torsional Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal Of Endodontics*, 36(7), pp. 1200-1204. doi: 10.1016/j.joen.2010.02.016
- Patel, S., & Barnes, J. (2013). *The Principles of Endodontics* (2nd ed.). Oxford University Press USA - OSO.
- Pedullà E, Lizio A, Scibilia M, Grande NM, Plotino G, Boninelli S, Rapisarda E, Lo Giudice G. Cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments in interrupted rotation. *Int Endod J* 2017;50:194-201.
- Peters, O., Arias, A., & Choi, A. (2020). Mechanical Properties of a Novel Nickel-titanium Root Canal Instrument: Stationary and Dynamic Tests. *Journal Of Endodontics*, pp. 1-8. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.03.016>
- Plotino G, Grande NM, Mazza C, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. (2010). Influence of size and taper of artificial canals on the trajectory of NiTi rotary instruments in cyclic fatigue studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*109, pp 60-66.
- Plotino, G., Grande, N., Cordaro, M., Testarelli, L. & Gambarini, G. (2009). A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), pp. 1469–1476. doi:10.1016/j.joen.2009.06.015

- Plotino, G., Grande, NM., Cotti, E., Testarelli, L. & Gambarini, G. (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 40(9):pp. 1451–3. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.02.020>
- Riyahi, A., Bashiri, A., Alshahrani, K., Alshahrani, S., Alamri, H., & Al-Sudani, D. (2020). Cyclic Fatigue Comparison of TruNatomy, Twisted File, and ProTaper Next Rotary Systems. *International Journal Of Dentistry*, pp.1-4. doi: 10.1155/2020/3190938
- Ruddle, C. (2000). Nickel titanium Rotary Systems: .Review of Existing Instruments and Geometries. *Dent Today*, 19(10). PMID: 12524811
- Ruddle, C. (2001). The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today*, 20(10): pp. 60-67. PMID: 11665419
- Ruddle, C., Machtou, P., & West, J. (2013). The shaping movement 5th generation technology. *Advanced Endodontics*, pp. 1-8. PMID: 23659098
- Schilder, H., & Yu, D. (2001). Cleaning and shaping the apical third of a root canal system. *General Dentistry*, 266-270. PMID: 12004725
- Shen Y., Qian W., Abtin H., Gao Y. & Haapasalo M. (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel– titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 37: pp. 997- 1001. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.03.023>
- Shivakumar, A., & Kalgeri, S. (2016). Peregrination of endodontic tools-past to present. *Journal Of The International Clinical Dental Research Organization*, 8(1), pp. 89-92. doi: <https://doi.org/10.4103/2231-0754.176265>
- Singh, H., & Kapoor, P. (2016). Hyflex CM and EDM Files: Revolutionizing the Art and Science of Endodontics. *Journal Of Dental Health, Oral Disorders & Therapy*, 5(7). doi: <https://doi.org/10.15406/jdhodt.2016.05.00182>

- Strindberg, L. (1956). The dependence of the results of pulp therapy on certain factors: an analytic study based on radiographic and clinical follow-up examination. *Acta Odontol Scand.* 14(21): pp. 1–175.
- Thompson, S. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), pp. 297-310. doi: <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>
- Uslu, G., Gündoğar, M., Özyürek, T., & Plotino, G. (2020). Cyclic fatigue resistance of reduced-taper nickel-titanium (NiTi) instruments in doubled-curved (S-shaped) canals at body temperature. *Journal Of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 14(2), pp 111-115. <https://doi.org/10.34172/joddd.2020.024>
- Uslu, G., Özyürek, T., & Yılmaz, K. (2018). Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-titanium Files after Root Canal Preparation: A Three-dimensional Optical Profilometry Study. *Journal of Endodontics*, 44(1), pp. 115–119. doi:10.1016/j.joen.2017.05.023
- Van de Vyver, P., Voster, M., & Peters, O. (2019). Minimally invasive endodontics using a new single-file rotary system. *International Dentistry*, 9(4), pp. 6-20.
- Vidal, C. (2007). Geometría, indigerible pero interesante. El porqué de la variedad. *Gaceta Dental*, 182, 104-114.
- Vouzara, T., Chares, M., & Lyroudia, K. (2018). Separated Instrument in Endodontics: Frequency, Treatment and Prognosis. *Balkan Journal Of Dental Medicine*, 22(3), 123-132. <https://doi.org/10.2478/bjdm-2018-0022>
- Walia, H., Brantley, W., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal Of Endodontics*, 14(7), pp. 346-351. doi: [https://doi.org/10.1016/s0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/s0099-2399(88)80196-1)

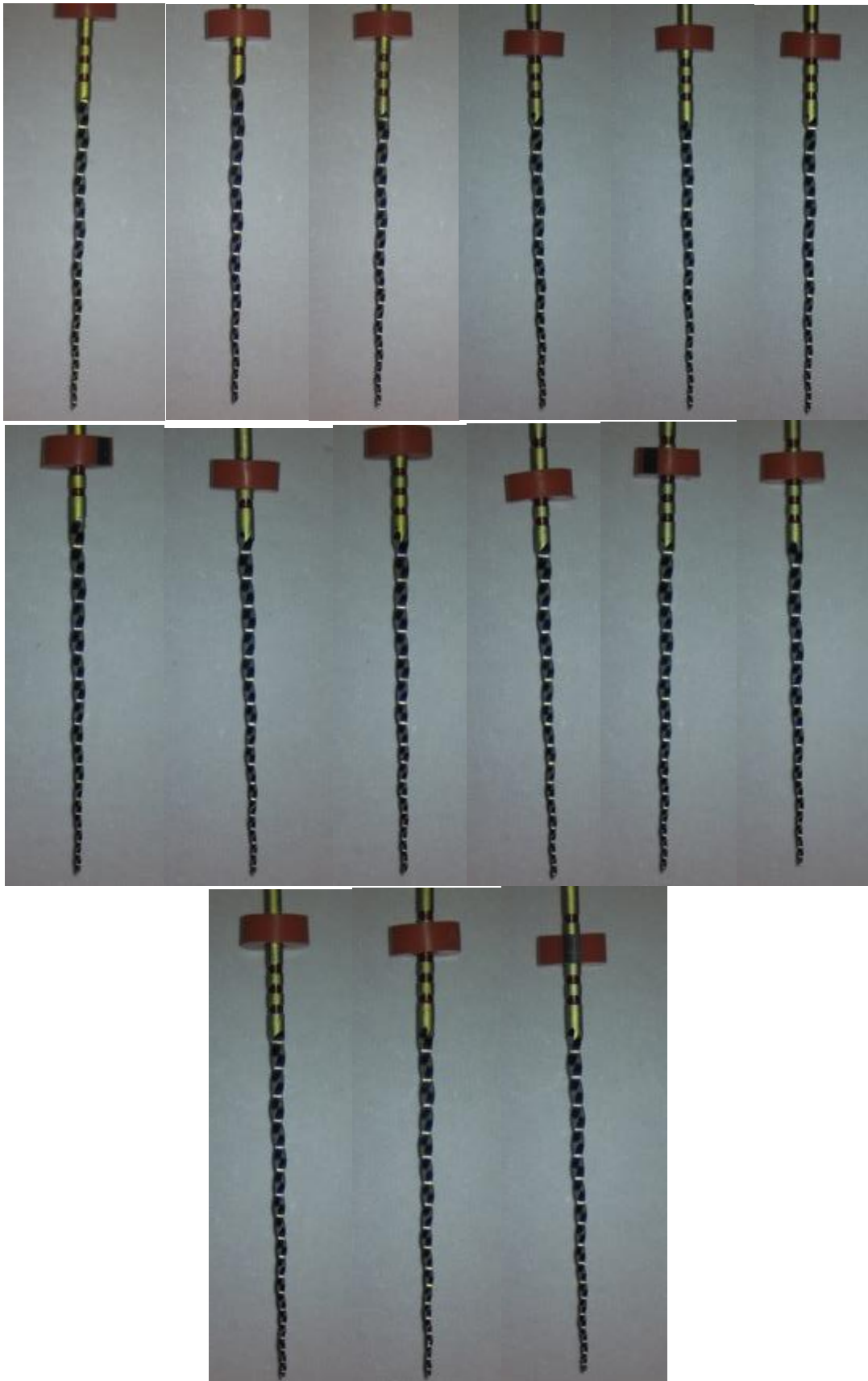
- Walsch, H. (2004). The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dental Clinics Of North America*, 48(1), pp. 183-202. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.11.003>
- Wang, F., Pickart, S. & Alperin, A. (1972). Mechanism of the TiNi martensitic transformation and the crystal structures of TiNi-II and TiNi-III phases. *Journal of Applied Physics*. 43. pp. 97 –112. doi: <https://doi.org/10.1063/1.1660844>
- Yahata, Y., Yoneyama, T., Hayashi, Y., Ebihara, A., Doi, H., Hanawa, T., Suda, H. (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 42(7): pp. 621–6. doi: [10.1111/j.1365-2591.2009.01563.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01563.x)
- Yang, G., Zhou, X., Zhang, H., & Wu, H. (2006). Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *International Endodontic Journal*, 39(10), pp. 791-799. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01151.x>
- Yared, G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 41(4), pp. 339-344. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01351.x>
- Zhou H., Shen Y., Zheng W., Li L., Zheng Y. & Haapasalo M. (2012). The mechanical properties of controlled memory and superelastic NiTi wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 38: pp. 1535-40. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.006>
- Zinge, P., & Patil, J. (2017). Comparative evaluation of effect of rotary and reciprocating single-file systems on pericervical dentin: A cone-beam computed tomography study. *Journal Of Conservative Dentistry*, 20(6), 424. https://doi.org/10.4103/jcd.jcd_201_17

Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *International Endodontic Journal*. doi:10.1111/iej.12924

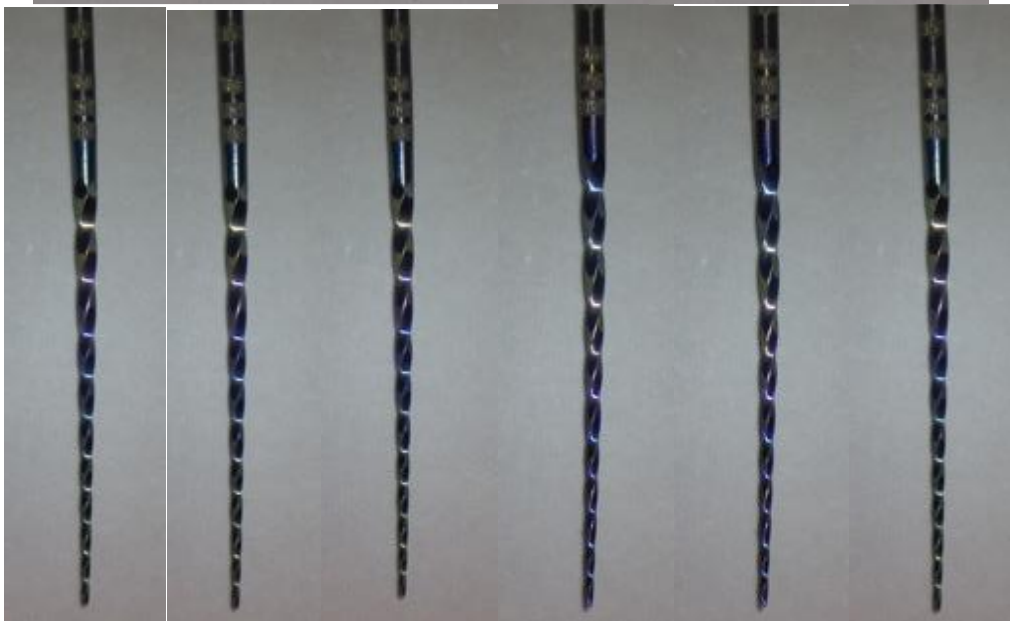
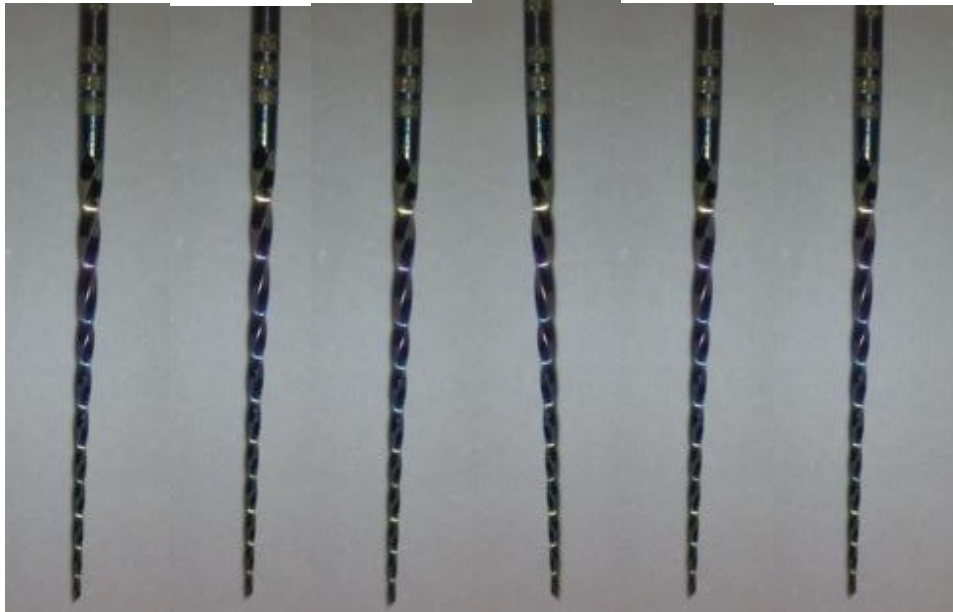
ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A IMAGENES DE INSTRUMENTOS CON MICROSCOPIO ENDODONTICO TRUNATOMY	92
ANEXO B IMAGENES DE INSTRUMENTOS CON MICROSCOPIO ENDODONTICO HYFLEX CM	93
ANEXO C VALORES NÚMERO DE CICLOS DE FALLA	94
ANEXO D VALORES LONGITUD DE FRAGMENTOS	95
ANEXO E DISEÑO DIGITAL CUBOS ACERO INOXIDABLE CON AUTOCAD.....	96
ANEXO F ELECTROMICROFOTOGRAFÍAS OBTENIDAS CON MICORSCOPIO ELECTRONICO DE ESCANEEO HYFLEX CM.....	97
ANEXO G ELECTROMICROFOTOGRAFÍAS OBTENIDAS CON MICORSCOPIO ELECTRONICO DE ESCANEEO TRUNATOMY.....	99

**ANEXO A IMAGENES DE INSTRUMENTOS CON MICROSCOPIO
ENDODONTICO TRUNATOMY**



**ANEXO B IMAGENES DE INSTRUMENTOS CON MICROSCOPIO
ENDODONTICO HYFLEX CM**



ANEXO C VALORES NÚMERO DE CICLOS DE FALLA

GRUPO TRUNATOMY

# Instrumento	Tiempo en min	Tiempo en seg	NCF
TRN 1	2,15	135	1125
TRN 2	2,1	130	1083,333333
TRN 3	2,37	157	1308,333333
TRN 4	2,1	130	1083,333333
TRN 5	1,56	116	966,666667
TRN 6	2,37	157	1308,333333
TRN 7	2,29	149	1241,666667
TRN 8	2,22	142	1183,333333
TRN 9	2,15	135	1125
TRN 10	2,1	130	1083,333333
TRN 11	2	120	1000
TRN 12	2	120	1000
TRN 13	2	120	1000
TRN 14	2,18	138	1150
TRN 15	1,63	123	1025

GRUPO HYFLEX CM

# Instrumento	Tiempo en min	Tiempo en seg	NCF
HCM 1	4	240	2000
HCM 2	3,55	235	1958,333333
HCM 3	3,5	230	1916,666667
HCM 4	3,41	221	1841,666667
HCM 5	3,53	233	1941,666667
HCM 6	3,39	219	1825
HCM 7	3,44	224	1866,666667
HCM 8	4,18	258	2150
HCM 9	3,17	197	1641,666667
HCM 10	3,43	223	1858,333333
HCM 11	3,18	198	1650
HCM 12	3,25	205	1708,333333
HCM 13	3,41	221	1841,666667
HCM 14	4,1	250	2083,333333
HCM 15	4,17	257	2141,666667

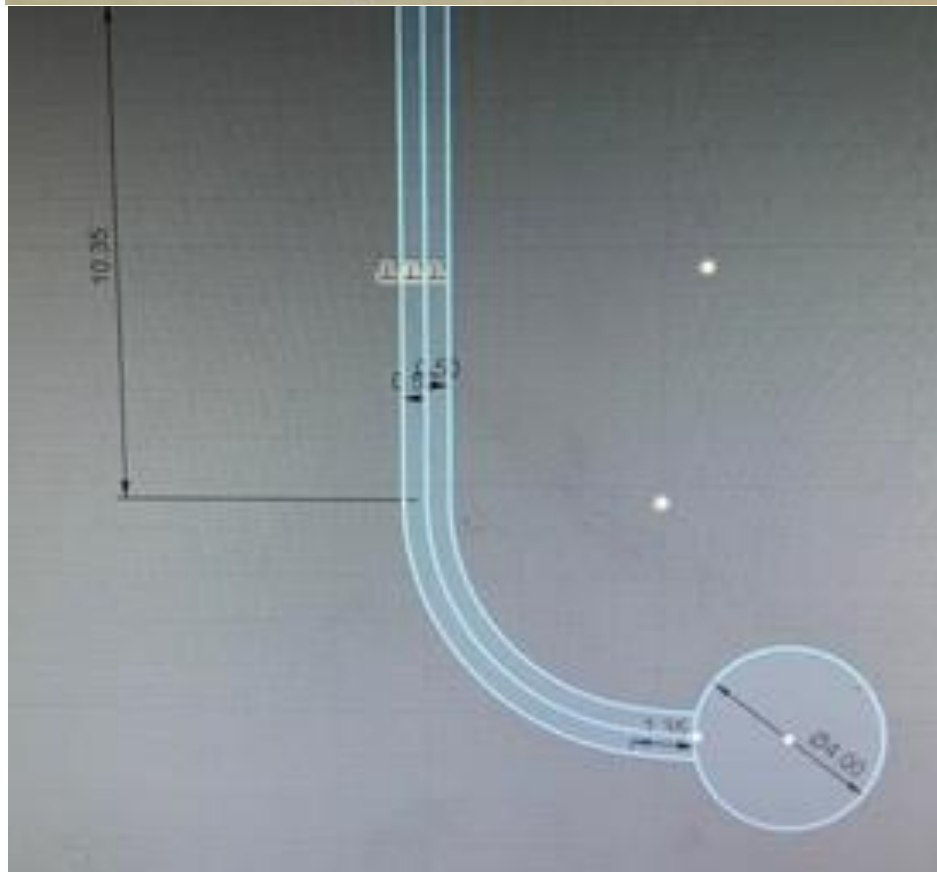
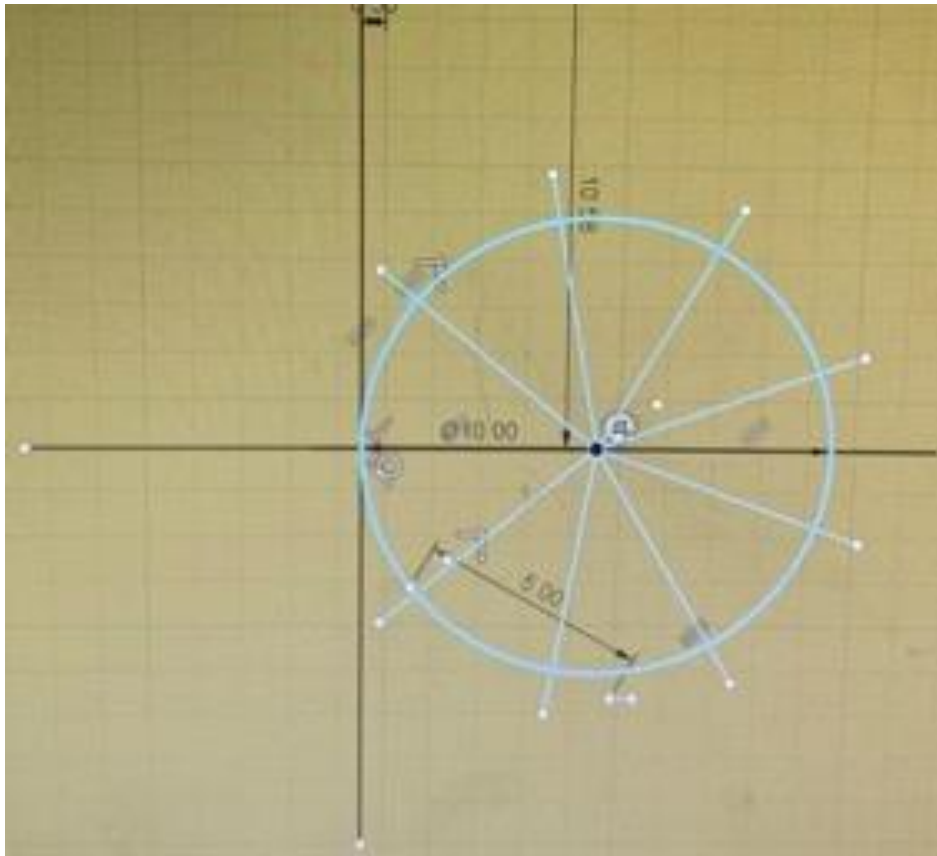
ANEXO D VALORES LONGITUD DE FRAGMENTOS**GRUPO TRUNATOMY**

# Instrumento	Diametro
TRN 1	3,97
TRN 2	3,47
TRN 3	4,21
TRN 4	4,45
TRN 5	4,19
TRN 6	3,95
TRN 7	4,98
TRN 8	4,13
TRN 9	4,05
TRN 10	4,19
TRN 11	3,94
TRN 12	4,03
TRN 13	4,04
TRN 14	4,64
TRN 15	3,93

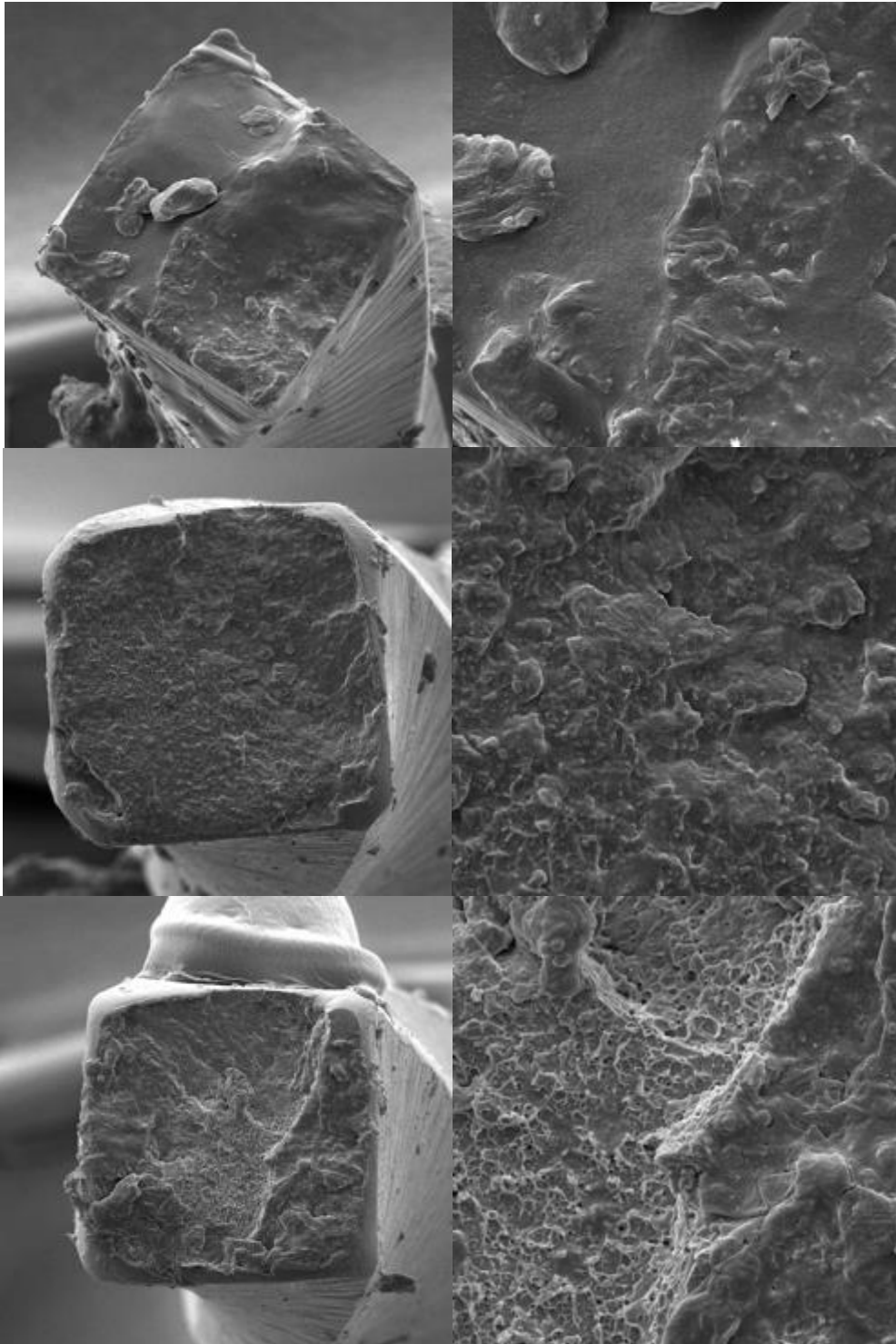
GRUPO HYFLEX CM

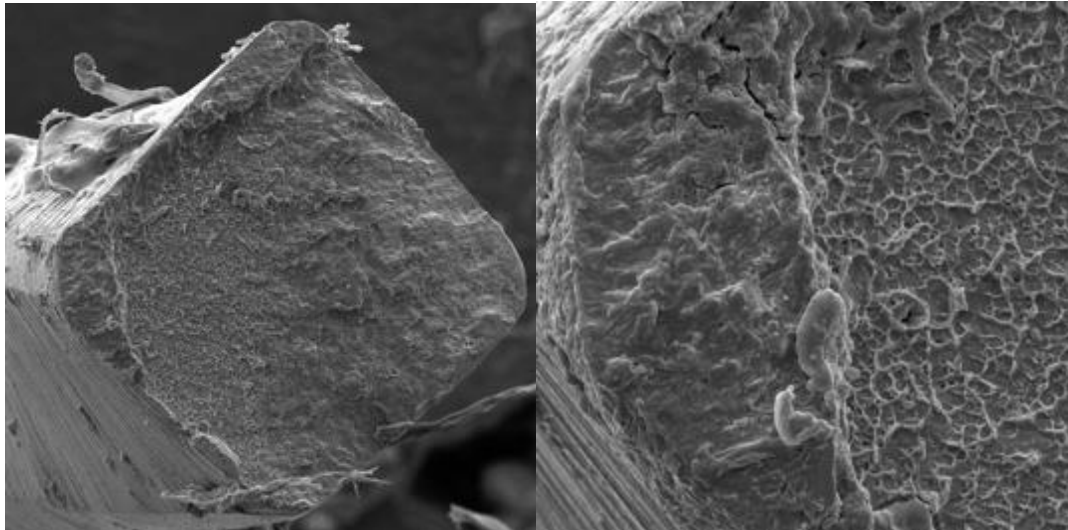
# Instrumento	Diametro
HCM 1	3,8
HCM 2	4,02
HCM 3	3,88
HCM 4	3,81
HCM 5	4,71
HCM 6	3,72
HCM 7	4,35
HCM 8	3,67
HCM 9	3,74
HCM 10	5,08
HCM 11	5,14
HCM 12	5,25
HCM 13	4,55
HCM 14	3,62
HCM 15	4,27

ANEXO E DISEÑO DIGITAL CUBOS ACERO INOXIDABLE CON AUTOCAD



**ANEXO F ELECTROMICROFOTOGRAFÍAS OBTENIDAS CON
MICORSCOPIO ELECTRONICO DE ESCANEEO HYFLEX CM**





**ANEXO G ELECTROMICROFOTOGRAFÍAS OBTENIDAS CON
MICORSCOPIO ELECTRONICO DE ESCANEO TRUNATOMY**

